UNIVERSITÉ PARIS-VI
FACULTÉ DE MÉDECINE PITIÉ-SALPÊTRIÈRE

Année 1973 N° 84

THÈSE

POUR LE

DOCTORAT EN MÉDECINE
(Diplôme d'État)

par

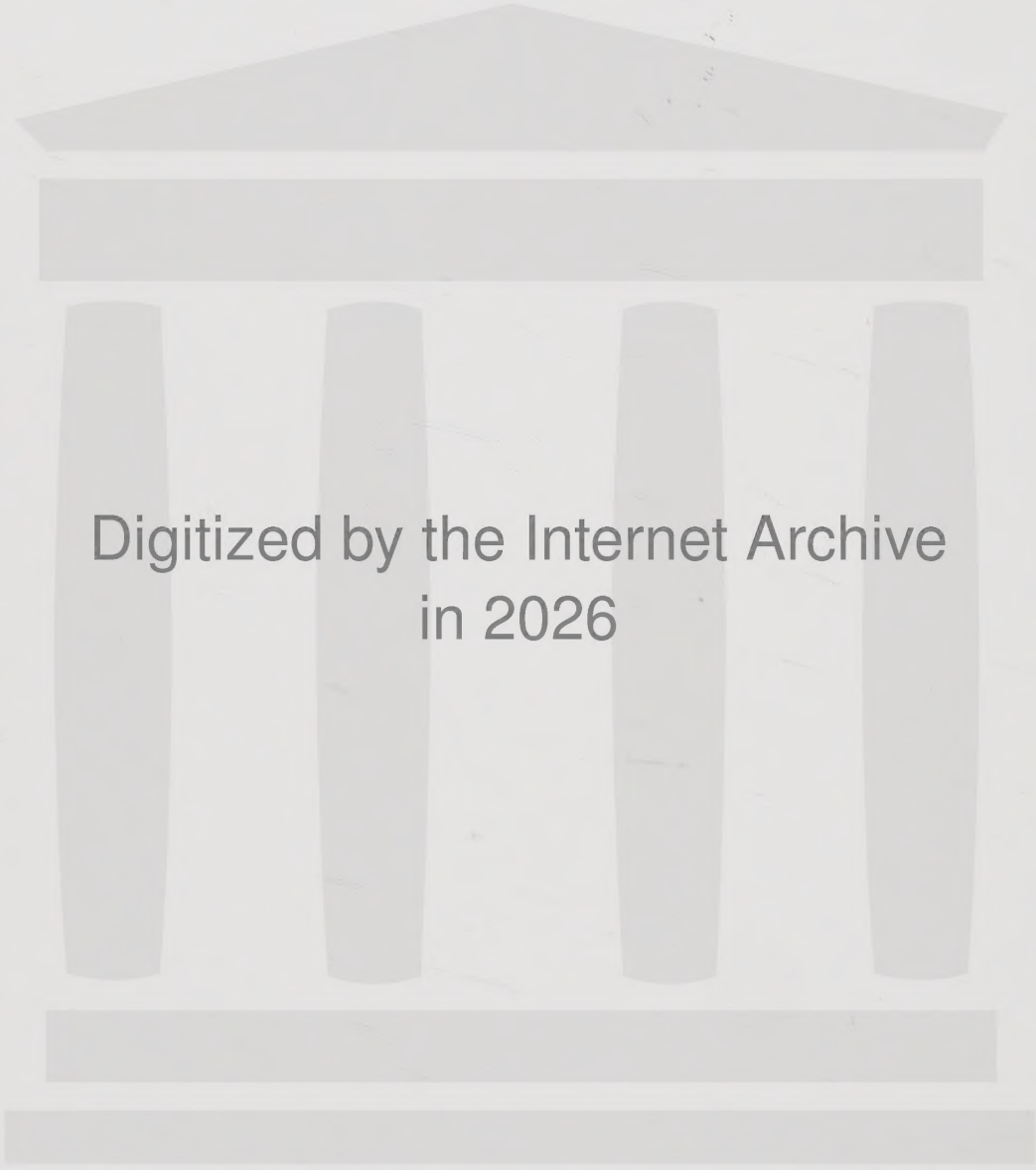
Jean-Pierre CULOT
Né le 22 Décembre 1944 à Paris

Présentée et soutenue publiquement le

VENTILATION ARTIFICIELLE ET CONCEPTION DES RESPIRATEURS : CARACTÉRISTIQUES PHYSIQUES DES RESPIRATEURS CONFRONTÉES AUX EXIGENCES PHYSIOLOGIQUES DE LA VENTILATION ARTIFICIELLE

Président de Thèse : Monsieur Ch. SORS (Professeur)

DACTYLO-SORBONNE
8, rue Casimir Delavigne
PARIS 6e
1973


Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41543920_0035

UNIVERSITÉ PARIS-VI

FACULTÉ DE MÉDECINE PITIÉ-SALPÊTRIÈRE

Année 1973 N°

THÈSE

POUR LE

DOCTORAT EN MÉDECINE
(Diplôme d'État)

par

Jean-Pierre CULOT

Né le 22 Décembre 1944 à Paris

Présentée et soutenue publiquement le

VENTILATION ARTIFICIELLE ET CONCEPTION DES RESPIRATEURS : CARACTÉRISTIQUES PHYSIQUES DES RESPIRATEURS CONFRONTÉES AUX EXIGENCES PHYSIOLOGIQUES DE LA VENTILATION ARTIFICIELLE

Président de Thèse : Monsieur Ch. SORS (Professeur)

DACTYLO-SORBONNE
8, rue Casimir Delavigne
PARIS 6e
1973

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

A Monsieur le Professeur Ch. SORS

Professeur à la Faculté de Médecine

Médecin des Hôpitaux

Qui a bien voulu nous faire l'honneur
d'accepter la présidence de cette
thèse

En témoignage de reconnaissance

VENTILATION ARTIFICIELLE ET CONCEPTION DES RESPIRATEURS : CARACTERISTIQUES PHYSIQUES DES RESPIRATEURS CONFRONTEES AUX EXIGENCES PHYSIOLOGIQUES DE LA VENTILATION ARTIFICIELLE

-:-

P L A N

I. Première partie : Introduction

a. Historique de la ventilation automatique
b. Matériels disponibles
c. Rôle de l'appréciation expérimentale .

II. Deuxième partie : Données théoriques.

a. Physiopathologie de la ventilation artificielle et conditions à remplir.
b. Fonctionnement des machines
c. Proposition d'un modèle de banc d'essai.

III. Troisième partie : Données Expérimentales

a. Matériel utilisé
b. Résultats et interprétation.

IV. Quatrième partie : Conclusion et perspectives.

a. Valeur actuelle
b. Développements nécessaires.

I. Historique de la ventilation automatique.

Aujourd'hui, la ventilation artificielle est une thérapeutique dont l'utilité ne peut être mise en doute.

Il n'en fut pas de même dans un passé encore récent : depuis les premiers essais réalisés en ce domaine, jusqu'aux méthodes et appareillages actuels, un long chemin a été parcouru, jalonné de progrès importants, mais aussi de périodes obscures et stériles. Ce sont les pionniers de la chirurgie thoracique, confrontés avec les problèmes respiratoires que soulevait cette nouvelle discipline, qui ont été les premiers à imaginer l'assistance et le contrôle de la ventilation, et ont appréhendé le bénéfice que pourrait apporter cette méthode à la chirurgie de l'appareil respiratoire.

Dans ce contexte, en 1896, les français Tuffier et Hallion, pour pratiquer une resection pulmonaire, réalisaient une ventilation artificielle, après intubation intratrachéale faite au toucher. A la même époque, en 1895, Kirstein de Berlin, décrivait le premier laryngoscope à vision directe.

Matas, de la Nouvelle Orléans, préoccupé par les mêmes problèmes, utilise en 1898 l'appareillage de Fell et O'Dwyer, qui se compose d'une canule intratrachéale rigide placée au toucher, et d'un soufflet qui lui est relié ; un orifice obturé rythmiquement tient lieu de valve.

Un peu plus tard, en 1902, Matas modifie cet appareillage en y adjoignant un vaporisateur d'anesthésique primitif.

A la même époque, les tubes endotrachéaux souples font leur apparition, avec Dorrance de Philadelphie, qui utilise un tube pourvu d'un ballonnet avec l'appareil de Fell et O'Dwyer,

pour la réanimation respiratoire des traumatisés thoraciques. Parallèlement Kuhn met au point une série de tubes endotrachéaux métalliques, mais souples.

Durant cette période, d'autres auteurs travaillant sur le sujet orientèrent leurs recherches vers l'obtention d'une respiration artificielle par moyens externes, et non intrachéaux ; dans ce but ils utilisèrent des caissons pressurisés de diverses façons, qu'il s'agit de placer la tête de leur sujet en pression positive, comme Brauer, ou le thorax en pression négative, comme Sauerbruck.

Ces pressions étaient généralement continues ; ces méthodes ne nécessitaient pas l'accès aux voies aériennes intrathoraciques et rencontrèrent un grand crédit auprès de la majorité des praticiens peu familiarisés avec la technique de l'intubation qui, il est vrai, était encore très neuve.

Cet état de choses aurait pu changer lorsqu'aux environs de 1910, Elsberg et Chevalier Jackson établirent les bases solides de la laryngoscopie et de l'intubation intratrachéale sous vision directe.

Nonobstant, beaucoup reculèrent devant la difficulté apparente de l'intubation et en restèrent aux méthodes externes dont l'efficacité dans le contexte chirurgical paraît aujourd'hui rien moins que douteuse.

Il est intéressant de noter que la ventilation artificielle ait vu ses progrès et ses indications assujetties à l'état des techniques d'accès intratrachéal.

Ainsi, ce qui semble être le premier appareil à ventilation artificielle automatique, semble dû à Lawen et Sievers de Leipzig. Créé en 1910, cet appareil était mu par un moteur électrique et

produisait une alternance de pressions positive inspiratoire et négative expiratoire ; sa fréquence et son volume courant étaient réglables.

La diffusion de cet appareil, très avancé pour son époque, eut à souffrir des errements relatés plus haut quant à l'opportunité de l'accès direct aux voies aériennes du patient pour pratiquer une ventilation artificielle.

Si les techniques de l'intubation et de la trachéotomie étaient relativement bien codifiées, bien peu de praticiens en concevaient alors les avantages, encore moins en possédaient la maitrise.

Ceci entraîna la diffusion de nombreux appareils externes basés sur les idées de Brauer et Sauerbruck, avec de nombreuses variantes, mais dont les points communs étaient une sécurité et une efficacité limitées.

La première guerre mondiale porta un coup d'arrêt général aux recherches concernant le problème ; durant la période de l'entre deux guerres, peu de travaux furent réalisés dans ce domaine, à l'exception d'équipes d'urgence qui utilisaient des appareils comme le Drager Pulmonat, relaxateur de pression manométrique, ou de quelques isolés, ainsi l'américain Dennis Jackson qui crée en 1927 un respirateur à circuit fermé pour usage anesthésique. C'est au début de la dernière guerre que débute le véritable essor de la ventilation automatique : les suédois Giertz, Frenckner et Crafford réalisent avec la compagnie Aga le "Spiropulsator" dont la commercialisation débute en 1940.

Le danois Morch crèe son propre respirateur durant cette période. En Angleterre, c'est Blease qui construit le "Pulmoflator". Après la guerre, les précurseurs de la ventilation artificielle moderne allaient faire école en Europe comme aux Etats-Unis,

et les ravages occasionnés par la polyomyélite durant les années 1950 allaient stimuler puissamment ces recherches, qui aboutirent à la mise au point d'appareils toujours utilisés aujourd'hui tels le Bang, conçu en 1953, l'Engstroem en 54, le Lundia en 55, et bien d'autres depuis.

Bien plus, la ventilation artificielle automatique quitte à cette époque les domaines assez restreints de la chirurgie thoracique et de la réanimation d'urgence, et voit ses indications considérablement étendues, jusqu'à la quasi-totalité des insuffisances de la fonction respiratoire, de quelques origines qu'elles soient. Une fois encore, ce sont les techniques d'accès aux voies aériennes qui ont été un des facteurs déterminant cette extension considérable.

L'évolution des matériel permet actuellement de conserver des malades intubés pendant un temps notablement plus long qu'il y a encore quelques années : le praticien n'a alors plus à mettre en balance les risques inhérents à une insuffisance respiratoire, et ceux de la trachéotomie qui reste une technique chirurgicale et n'est pas dépourvue d'inconvénients, à court comme à long terme. Ceci permet de mettre en oeuvre beaucoup plus volontiers une ventilation artificielle précoce, et de rendre à la trachéotomie ses indications authentiques et indiscutables.

Mais l'exploitation de ces nouvelles possibilités a mis en relief l'existence de nouveaux problèmes : les conceptions inhérentes à la physiologie respiratoire, et partant, à la ventilation artificielle, ont acquis une complexité plus grande à mesure que l'on en reculait les limites, qualitatives et chronologiques, donnant à sa pathologie spécifique le temps de s'exprimer dans un tableau général.

Au départ, il s'agit d'assurer l'hématose d'un sujet incapable de la réaliser lui-même du fait d'une insuffisance de la fonction respiratoire, qu'elle soit d'étiologie pulmonaire proprement

dite ou extrinsèque : traumatologique, neurologique ou autre, et ceci pour une période de durée variable, parfois fort longue, souvent indéterminée.

Il faut donc administrer à ce sujet, par voie intrapulmonaire, un mélange gazeux comportant l'oxygène nécessaire à la poursuite d'un métabolisme normal; et propre à évacuer le gaz carbonique produit par celui-ci.

On remplace alors une fonction naturelle par des conditions artificielles, ce qui ne va pas sans modifications importantes des conditions physiologiques chez l'individu considéré, non seulement respiratoires, mais aussi d'autres origines.

La ventilation artificielle par des moyens physiques - bouche à bouche - ou manuels à proprement parler : ranima, ambu, etc... est toujours actuelle et rend des services inappréciables, mais se trouve limitée par le facteur temps, lorsqu'il faut ventiler un sujet pendant une longue période.

Ceci est le domaine de la ventilation automatique, mise en oeuvre à l'aide de respirateurs à fonctionnement ajustable, mais affranchi de la commande humaine permanente.

Il va de soi que le respirateur idéal, si tant est qu'il existe, se doit d'être conçu dans le but de réduire au minimum les inconvénients inhérents à sa fonction même, et par conséquent approcher au mieux les conditions physiologiques de la ventilation humaine.

Ceci est difficile, voire impossible à réaliser si l'on songe que, par exemple, lors d'une respiration autonome et normale, le régime des pressions intrapulmonaires oscille faiblement autour de la pression atmosphérique.

L'air inhalé est alors un substrat, les forces qui le meuvent provenant de l'organisme considéré.

Au contraire, avec un respirateur, - si l'on élimine bien sûr les respirateurs externes - l'air ou le mélange gazeux qui va servir aux échanges respiratoires, s'il est toujours un substrat, devient de plus le moteur de la respiration : il ménage lui-même la place qu'il occupe, et doit fournir un travail en conséquence.

Les régimes statique comme dynamique vont alors changer du tout au tout dans les voies aériennes, et on observera couramment des pressions de l'ordre de la dizaine de millibars et plus, au lieu des faibles oscillations de la ventilation spontanée. C'est dire combien les conditions d'une fonction respiratoire normale vont être modifiées par la ventilation artificielle. Il importe alors qu'elles le soient le moins possible, et surtout que leurs incidences pathologiques soient minimales ; c'est le but poursuivi par les constructeurs de respirateurs automatiques.

b. Matériel disponible.

Actuellement, de nombreux types d'appareils sont construits de par le monde ; ces différents types répondent à différents besoins, mais révèlent également différentes façons d'envisager la solution d'un même problème.

Ces machines sont le résultat de l'évolution et du perfectionnement des anciens mécanismes, et peuvent être classées de différentes manières :

La classification de Cara, suivant le mode de cyclage, distingue :

. Les relaxateurs de volume, contrôlés par la mobilisation d'un volume déterminé, de l'appareil vers le sujet.
. Les relaxateurs de pression, contrôlés par l'accession du récepteur à un gradient de pression donné.
. Les appareils à fréquence fixe, sur lesquels n'interviennent pas les facteurs résultants de la mobilisation gazeuse, dont l'action est chronologiquement limitée.

Une autre classification est à proposer, suivant les moyens de fonctionnement, entre :

. Les appareils volumétriques, qui déplacent un volume gazeux déterminé de façon dimensionnelle, par une force extrinsèque à ce volume.

. Les appareils manométriques, qui modulent le gradient de pression d'une source gazeuse, sans intervention directe sur le volume mobilisé à chaque cycle.

Enfin, une troisième classification peut être établie suivant le mode physique emprunté par la mobilisation gazeuse :

- En pression constante, avec un débit variable.
- A débit constant, où la pression est variable.
- En pression et débit non constants, où ces deux paramètres varient.

Les deux premiers modes de classement sont purement descriptifs et donc très clairs ; le troisième est très théorique, et l'on verra plus loin que, dans la pratique, ses distinctions ne peuvent être aussi tranchées ; on verra également que cette classification est très utile lorsqu'il importe de tirer le meilleur rendement d'un appareil, car elle permet de choisir, parmi les paramètres accessibles, les plus aptes à modifier les résultats d'une ventilation dans le sens souhaité.

Ces différents modes de classement sont compatibles et permettent un profil assez précis des différents appareils actuellement disponibles.

D'une façon moins théorique, en ce qui concerne les problèmes d'utilisation on peut schématiquement distinguer deux catégories de respirateurs :

D'une part, des appareils volumétriques, souvent à fréquence fixe, dont la pression motrice est obtenue par des moyens directement mécaniques, le plus souvent un moteur électrique.

Ces appareils sont surpuissants, et présentent de nombreux paramètres directement accessibles ; ils peuvent mobiliser l'air ambiant et sont donc affranchis de toute source gazeuse.

De plus, le dosage et la composition des volumes insufflés peuvent être effectués avec précision ; leur solidité est à toute épreuve et cette fiabilité autorise des fonctionnements très

prolongés. Les ventilations totales obtenues avec ces appareils sont remarquablement constantes.

Leurs inconvénients sont principalement un encombrement et un poids importants, d'où une difficulté de transport certaine, la nécessité d'une source électrique de forte puissance, avec les risques de carence qu'elle comporte, une inertie de fonctionnement notable, un démontage complet et par conséquent un nettoyage complexe, et enfin un prix en règle assez élevé.

D'autres appareils sont presque l'antithèse de ceux que l'on vient de décrire : généralement manométriques, ils sont souvent très légers et peu encombrants ; leur transport est facile, d'autant plus qu'ils fonctionnent avec un gaz comprimé, soit en bouteille soit en prise murale, et sont affranchis de toute autre source d'énergie.

Leurs circuits sont habituellement très accessibles, donc faciles à démonter et à entretenir ; ils sont de plus beaucoup moins onéreux que les premiers.

En revanche, si leur légéreté est gage de maniabilité, elle sous-entend également une certaine fragilité ; leur réglage apparemment très simple, du fait du petit nombre de paramètres accessibles, n'autorise pas une grande stabilité des performances obtenues, d'autant plus que la puissance disponible est relativement limitée ; obtenir une composition précise des gaz insufflés est, sinon impossible, du moins souvent aléatoire.

Entre ces deux extrêmes, existent évidemment des appareils intermédiaires, aussi bien sur le plan des performances que de la facilité d'emploi : par exemple volumétriques avec source d'énergie gazeuse, ou manométriques avec génération mécanique de la pression motrice.

c. Rôle de l'appréciation expérimentale.

Il résulte de ceci que du fait des différents modes de fonctionnement des nombreux principes physiques susceptibles de réaliser ceux-ci et des nombreuses ressources qu'apportent les technologies modernes dans la concrétisation de ces principes, on observe une multiplication des appareils, chacun ou presque comportant une ou plusieurs solutions originales aux problèmes de la ventilation automatique. L'utilisateur éventuel est évidemment tenu de faire un choix, d'autant moins aisé que si l'éventail de ce choix s'étend de plus en plus, les critères en sont également multipliés, du fait de l'extension de la discipline en cause, et de la variété des usages, donc des exigences.

Il semble alors exister un hiatus entre la conception des appareillages, concernée par des problèmes de technologie, de fiabilité et de mise en oeuvre matérielle, et l'utilisation, dominée par les indications et les résultats cliniques.

Les critères d'appréciation de l'efficacité des respirateurs sont, bien entendu, cliniques, directement subordonnés aux résultats thérapeutiques : c'est l'usage courant qui permet la confrontation du moyen considéré avec les multiples situations rencontrées dans la réalité, autorisant ainsi une appréciation globale comme sélective de sa valeur.

Mais cette appréciation est obligatoirement entachée de subjectivité, du fait de la personnalité de l'observateur qui en est à l'origine, et de l'usage particulier envisagé, qui en est le terrain d'observation.

Il n'en est pour preuve que l'adage fréquemment émis en ce qui concerne les matériels étudiés ici, qui affirme que le meilleur

respirateur est celui que l'utilisateur connaît le mieux.

Ceci est valable dans des cas précis d'emploi, et pour un utilisateur défini, mais ne peut logiquement être appliqué au cas général ; il paraît difficile de bien connaître par expérience clinique un grand nombre de machines, et il serait dommage, par exemple, qu'un appareil excellent dans un certain domaine d'utilisation, soit néanmoins employé, même avec une technique parfaite, dans des conditions moins favorables au plein emploi de ses qualités, son utilisateur se privant par ailleurs des avantages que lui apporterait une autre machine moins bien connue de lui.

De plus, son jugement vis à vis de ces machines risque d'en être influencé, dans quelque sens que ce soit.

A l'opposé, ce qui peut être tiré de la conception et de la construction des appareils, très important en ce qui concerne l'estimation de la fiabilité, de la facilité d'emploi, de la maintenance et des possibilités maximales, paraît beaucoup moins signifiant pour ce qui touche aux aperçus purement cliniques de son utilisation, à savoir indications préférentielles, évolution des modes d'ajustement avec l'évolution des sujets traités, et caractéristiques précises de fonctionnement lors de l'usage réel.

On peut alors envisager, entre ces deux poles extrêmes que sont la conception et l'utilisation des machines, une étape intermédiaire réunissant les conditions de la seconde et les méthodes de la première, et visant à relever des faits expérimentaux précis tout en approchant autant que faire se peut des conditions réelles d'emploi.

La simulation artificielle de ces conditions sera nécessairement incomplète et ne pourra être qu'une simplification de la réalité ; cet inconvénient est compensé par l'élimination des aléas

qui rendent toute observation rigoureusement comparative impossible en clinique. Il sera alors possible, du fait de la similitude des conditions rencontrées par les différents appareils, de relever un ensemble de données fonctionnelles qui, plutôt qu'un critère de valeur absolue, formeront une fiche signalétique caractéristique d'un appareil donné, susceptible d'aider à déterminer les modalités et les domaines préférentiels de son utilisation clinique.

Cette galerie de caractéristiques se doit d'être exhaustive, en explorant toutes les fonctions principales et annexes qu'un respirateur doit assumer.

Les simulations effectuées seront variables dans la limite où une trop grande abondance de données risquerait d'entraîner des interprétations absuives : il convient en effet que les conditions de mesure restent simples, donc aisément reproductibles : si la précision du pronostic quant à l'utilisation réelle diminue, sa sûreté s'en trouve renforcée.

Cet ouvrage vise donc à la réalisation d'un banc d'essai applicable aux respirateurs artificiels automatiques, permettant une appréciation expérimentale de leurs caractéristiques fonctionnelles, afin de susciter un emploi clinique de ces machines encore plus satisfaisant.

Afin de dresser le tableau des principales données qu'il est nécessaire de recueillir pour la réalisation de ce banc d'essai, il faut tout d'abord examiner l'ensemble des données théoriques et cliniques régissant actuellement la ventilation automatique : conditions physiopathologiques d'une part et grands principes de fonctionnement des machines d'autre part.

La première partie permet de dresser un cahier des charges, ou un tableau des conditions physiologiques auxquelles il est

nécessaire de satisfaire, et la seconde met en évidence les moyens physiques actuellement disponibles pour la réalisation de la thérapeutique, dans le cadre des exigences précédemment énoncées.

La conjonction de ces données autorise déjà un profil de l'ensemble exploré par le banc d'essai, profil qui sera confronté aux possibilités expérimentales actuelles.

Le prototype du banc d'essai ainsi défini sera ensuite appliqué à des machines diverses dans leurs conceptions, chacune étant schématiquement représentative d'une des catégories citées précédemment.

II (a) Physiopathologie

1. Conditions physiques

a/ Statiques
- compliances
- pressions
- espaces morts

b/ Aérodynamiques
- débits
- résistances
- distribution

c/ Hémodynamiques
- cardiovasculaires systémiques
- pulmonaires

d/ Exigences physiques

2. Conditions biologiques

a/ générales
- hématose
- métabolisme

b/ locales
- anatomiques
- chimiques
- bactériologiques

c/ ventilation de longue durée
- évolution respiratoire
- évolution générale

3. Conditions requises

a/ méthodes

b/ appareillages

1. Conditions Physiques.

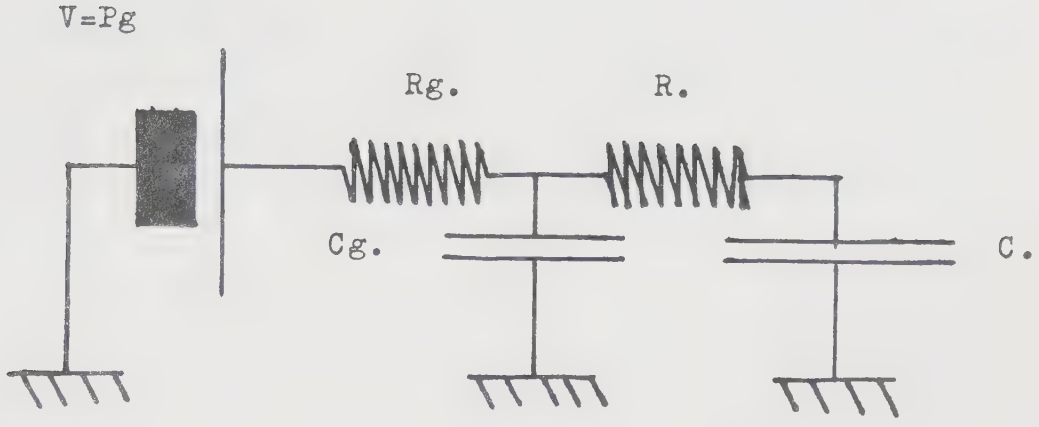
L'extension de la ventilation artificielle durant ces dernières années a mis en évidence les avantages que l'on en peut attendre mais également, et c'est la rançon de la plupart des thérapeutiques, les effets secondaires plus ou moins souhaitables qui ne manquent pas d'apparaître lors de son application.

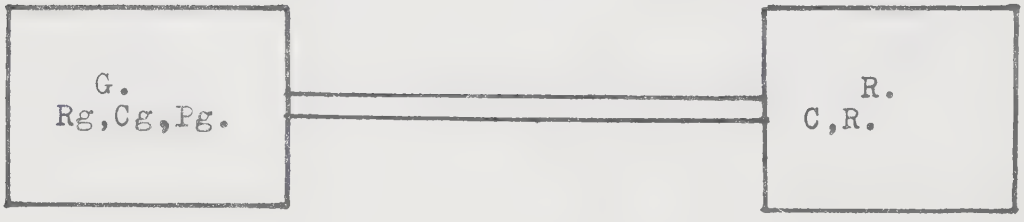
En faire un inventaire permettra donc de poser les conditions méthodologiques et matérielles nécessaires à la réalisation d'une prothèse ventilatoire satisfaisante et dresser le cahier des charges qu'il faut respecter.

Sur le plan mécanique, la ventilation artificielle automatique se traduit avant tout par la juxtaposition d'un appareil respiratoire et d'une machine ; l'un ne va pas sans l'autre, et les interactions entre les deux parties de cet ensemble sont présentes à tous les niveaux, à commencer par les facteurs statiques de la ventilation.

Tout d'abord, la notion de compliance thoracopulmonaire est modifiée ; à la compliance du sujet qui reste un des facteurs les plus déterminants du résultat d'une ventilation, vient s'ajouter la compliance propre de l'appareil en cause. (Cara, Lavaud, Peslin).

Elle est déterminée par le volume compressible de cet appareil participant aux échanges gazeux à titre de substrat comme de moteur, et par la compliance spécifique des gazs considérés, que l'on peut ramener à celle de l'air, à savoir un millilitre par millibar et par litre. A cette valeur, on peut ajouter celle qui résulte de l'élasticité propre des matériaux délimitant le circuit inspiratoire, généralement faible.





La réunion d'un générateur de pression G et d'un sujet récepteur R peut être schématisée électriquement comme suit :

- un générateur de tension G, de résistance interne Rg et de capacité (ou compliance) Cg, est relié à l'ensemble R-C qui représente les compliances et résistance du sujet.

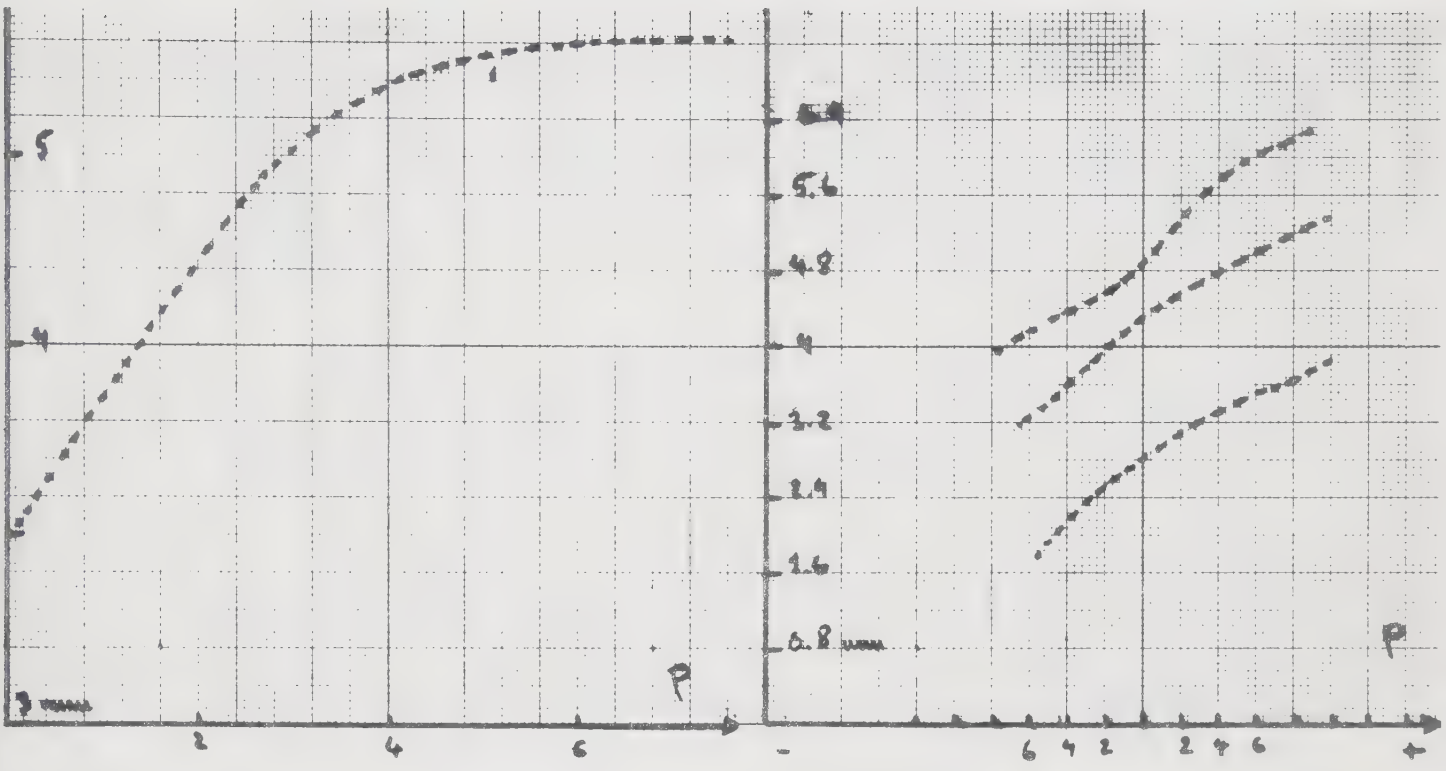
Les tensions sont assimilables aux pressions, et les intensités aux débits. L'analogie électrique montre que les caractéristiques du générateur sont susceptibles, selon leur ordre de grandeur, d'influencer plus ou moins l'évolution de l'ensemble.

A titre d'exemple, le volume compressible d'un appareil; d'Engstroem est d'environ 5 litres, et sa compliance propre sera alors de 5 millilitres par millibar ; ces valeurs de compliance d'appareillage sont relativement faibles en regard de celles des sujets à ventiler, qui sont de l'ordre de I00 ml par mb environ à l'état normal.

Leur influence est moins négligeable dans certaines conditions pathologiques, et sur les phénomènes dynamiques que nous verrons plus loin. La mesure même de la compliance de l'ensemble respirateur-sujet est plus complexe à obtenir du fait de l'intervention de ces phénomènes dynamiques déjà cités sur l'insufflation : entre compliance statique, par trop artificielle dans ces conditions, et compliance dynamique, controversée dans son unicité, on semble préférer la notion de compliance "quasi statique" (De Koch, Mushin), à savoir l'état de volume lorsque le gradient de pression moteur, et par conséquent le flux dans l'ensemble respirateur-sujet sont nuls.

Le deuxième fait saillant qui résulte immédiatement de l'usage d'un respirateur est le changement d'origine du moteur de la respiration, qui devient extrinsèque au sujet ; le gradient de pression est de même nature, mais son application est inversée.

Il en résulte une modification du régime des pressions intrathoraciques, avec des conséquences multiples : la pression intrapleurale, qui normalement oscille entre - 15 et - 5 sous la pression ambiante, tend à rejoindre, voire dépasser celle-ci ; des chiffres allant de - 5 à + 5 mb sont courants, et leur ordre de grandeur est assujetti à celui du gradient de pression appliqué pour l'insufflation pulmonaire. La dilatation des voies aériennes lors de l'inspiration est plus intense qu'à l'état normal, du fait des plus fortes pressions rendues nécessaires par le rôle moteur du substrat gazeux, et le rendemont moins favorable de l'insufflation artificielle en regard de l'inspiration naturelle.



Variation du diamètre bronchique en fonction de la pression appliquée.

A gauche, variation du diamètre d'une bronche de chien intacte, en place dans le parenchyme pulmonaire, sous l'effet d'une pression croissante ; le diamètre est relevé par radiographie, après opacification de la paroi bronchique.

A droite, évolution des diamètres de trois segments bronchiques isolés soumis à une force longitudinale constante.

(Airway Dynamics)

Les pressions intra-alvéolaires sont notablement augmentées pour les mêmes raisons .

Ceci suppose une limite aux pressions d'insufflation, ce qui n'est théoriquement pas un problème majeur, le poumon étant susceptible de supporter sans dommages des pressions qui, lors de la toux par exemple, excèdent largement celles nécessitées par l'excursion des volumes pulmonaires à obtenir lors de la ventilation artificielle.

Néanmoins, ces hautes pressions sont exceptionnelles et retombent à une valeur très basse pendant la ventilation naturelle, bien plus basse que lors de la ventilation mécanique.

Une autre caractéristique majeure est la modification anatomique et fonctionnelle des espaces ventilés ; la ventilation artificielle suppose dans la majorité des cas une intubation ou une trachéotomie, et par ce biais entraîne une réduction substantielle de l'espace mort anatomique, contrariée il est vrai par l'augmentation du volume bronchique résultant de l'insufflation en pression positive.

Le respirateur introduit d'autres espaces non fonctionnels ; d'abord son espace mort d'appareillage propre, partie de son circuit commune aux flux inspiratoire et expiratoire ; la conception de la machine vise bien entendu à le réduire au minimum.

Moins directement apparente est la présence d'un espace mort dit de compression, (Cara, Lavaud), résultant de la nécessité d'un espace en connexion directe avec le sujet et d'un gradient de pression moteur appliqué à ce volume aussi bien qu'au sujet ; la compression de cet espace revient à lui adjoindre un volume additionnel qui ne participe pas aux échanges pulmonaires, tout en étant mobilisé et quantifié lors de la mesure de la ventilation globale.

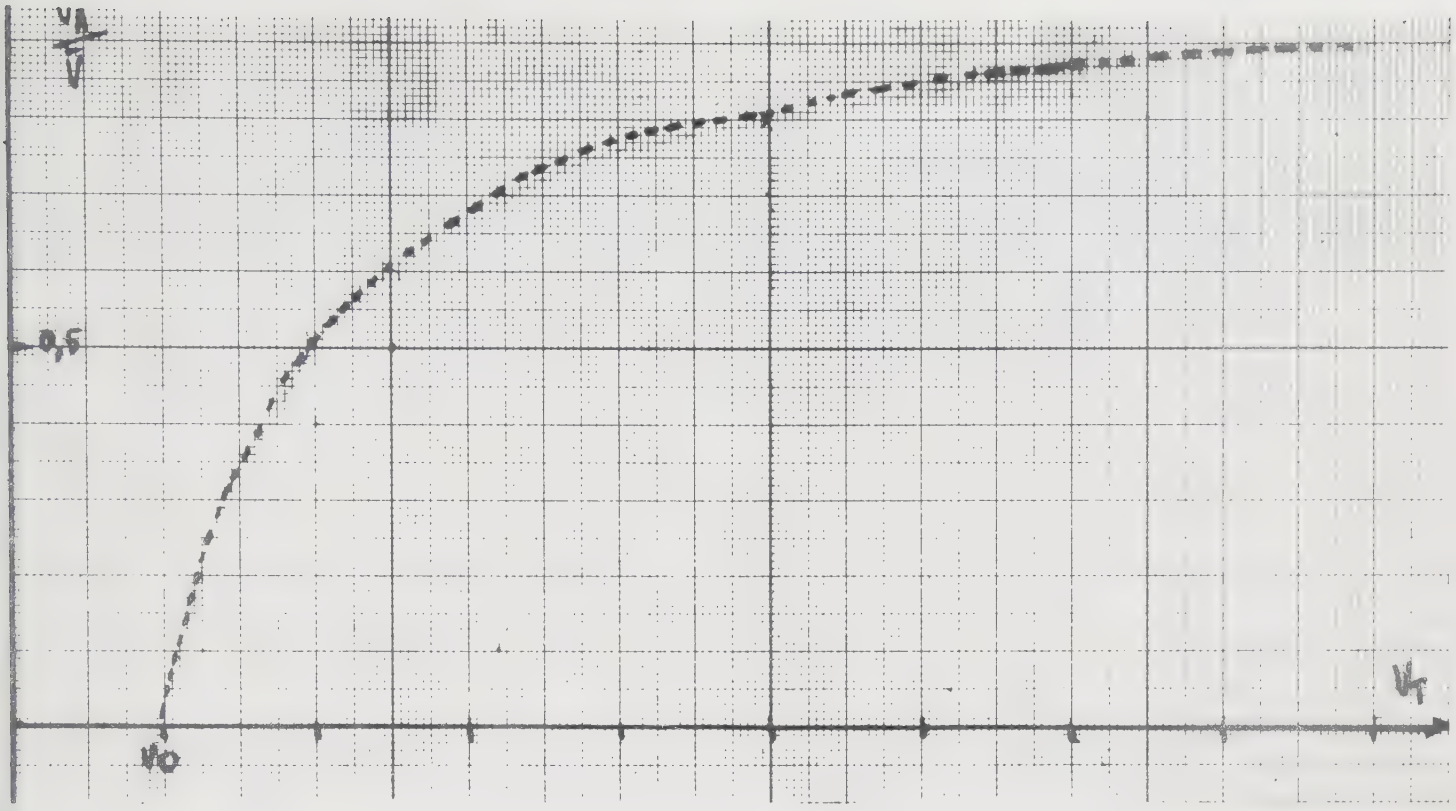
L'espace mort de compression augmente avec le volume du circuit de raccordement au sujet, et avec la pression d'insufflation finale : si l'on reprend l'exemple d'un appareil d'Engstoem, le volume d'appareillage concerné étant de 5 litres environ, pour une pression d'insufflation finale de 50 mb, l'espace mort de compression sera de 250 ml, ce qui est assez conséqeunt ; mais ceci est un cas particulier, la pression d'insufflation mise en cause étant notablement élevée ; cependant, l'ordre de grandeur est loin d'être négligeable.

Le même raisonnement peut être appliqué à l'espace mort de compression résultant de l'espace mort anatomique, mais la faible valeur de celui-ci peut le faire négliger dans la plupart des cas.

Tous ces espaces morts s'additionnent et sont régis par la règle qui veut que leur influence sur le rendement d'une ventilation totale donnée soit d'autant plus néfaste que le volume courant est faible, et que la fréquence respiratoire est élevée.

Il faut à présent examiner, après les modifications statiques, constitutionnelles, apportées par un respirateur, les modifications dynamiques qui en découlent.

Un phénomène majeur réside dans l'augmentation des résistances du couple sujet-respirateur par rapport à celles du sujet autonome. D'une part, le respirateur présente une certaine résistance interne, qui peut grandement modifier ses caractéristiques dynamiques, d'autre part les résistances du sujet sont généralement augmentées du fait de la présence des conduits artificiels à l'intérieur des voies aériennes (Mushin)



Rendement de la ventilation totale en fonction du volume courant.

Etant donnée une ventilation totale délivréé V, résultant du volume courant Vt et de la fréquence F, on a :
$V = Vt.F$
Si Vd est le volume mort de l'appareil respiratoire en cause, la ventilation alvéolaire est :
$Va = (Vt-Vd).F = Vt.F-Vd.F \quad Vt.F=V \quad$ et $F = V/Vt$
Donc $Va = V-Vd.V/Vt$, $Va = V\ (1-Vd/Vt)$
$Va\ /V=1-Vd/Vt$

N° d'ordre	Dcm	L cm	Re(reynolds)	Lo	L/Lo
00	1,80	12,000	1410	73,5	0,I6
03	0,56	0,76	550	8,9	0,80
06	0,28	0,80	140	1,14	0,79
09	0,15	0,54	30	0,I4	3,80
12	0,10	0,33	7	0,02	18,2
15	0,07	0,20	1	0,002	90
18	0,05	0,11	0,2	0,0003	425
21	0,04	0,07	0,03	0,00003	1870

On peut déduire de ce tableau que, plus l'on avance dans l'arbre bronchique, moins les turbulences sont importantes, et moins sont-elles transportées ; la vitesse linéaire des gazs diminue très fortement de la trachée aux alvéoles . On peut supposer que l'écoulement est totalement laminaire lorsque Re est inférieur à I.

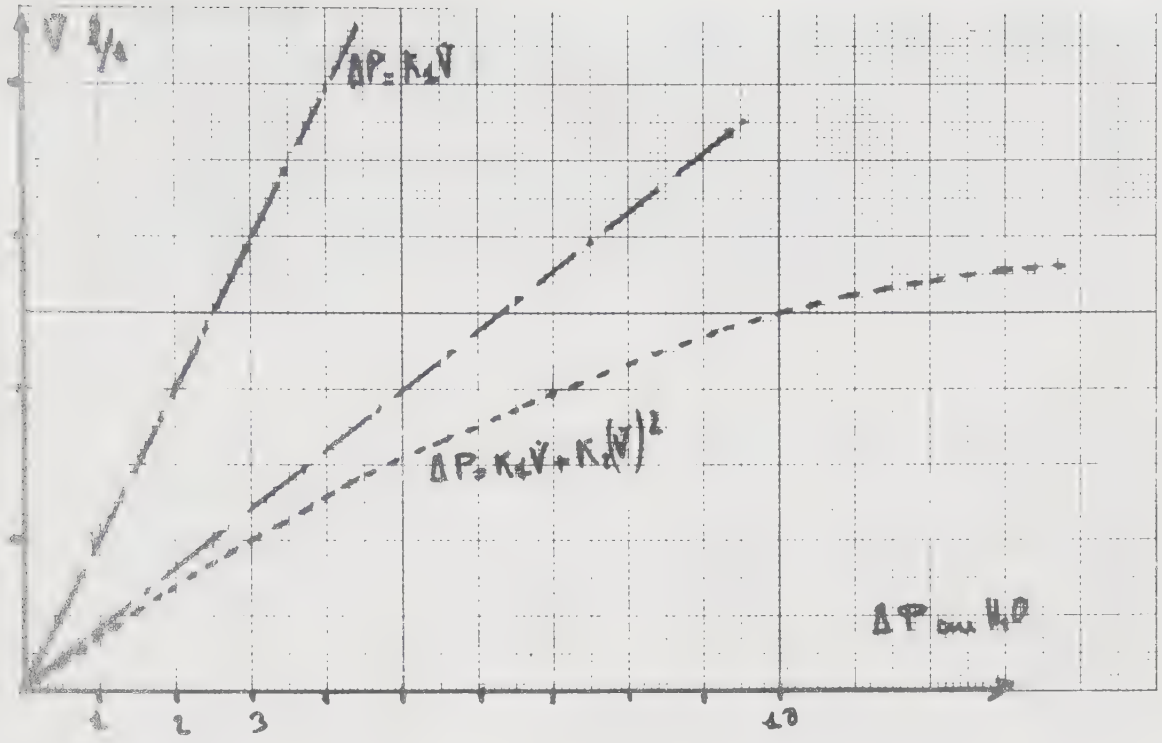
Néanmoins, en l'absence d'augmentation pathologique ces résistances, qui sont alors de l'ordre de 4 à 6 mb/I/s, sont faibles devant les résistances internes des appareils, chiffrées dans les meilleurs cas à 15 mb/l/s environ ; il n'en va évidemment pas de même si le sujet à ventiler présente un syndrome d'obstruction bronchique : les résistances pulmonaires seront dans ce cas bien plus élevées.

Ces facteurs dynamiques sont sous la dépendance des débits gazeux, existants dans les voies aériennes ; la part aerodynamique est généralement évaluée à 80% des résistances totales.

A l'état normal, dans l'arbre respiratoire, existent concurremment les deux régimes d'écoulement des fluides ; laminaire et turbulent, ce dernier étant alors très minoritaire et localisé.

Une augmentation de la vitesse d'insufflation fait varier linéairement la perte de charge due à l'écoulement laminaire, mais la chute de pression due aux turbulences varie comme le carré de ce même débit. Une augmentation du débit inspiratoire entraîne donc une perte de charge qui s'accroît très vite du fait de l'augmentation des turbulences d'une part, et de l'influence de ces turbulences d'autre part ; il est vrai que l'accroissement du diamètre des voies aériennes, du fait des pressions d'insufflation mises en jeu, tend à diminuer ces pertes de charge, mais il faut que ce phénomène soit global, car la moindre structure de l'arbre bronchique n'y participent pas tend alors à opposer un effet de diaphragme à la progression des gaz, ce qui implique une augmentation considérable des turbulences provoquées, et par conséquent des résistances rencontrées lors de l'insufflation.

Il importe donc que les débits d'insufflation résultants d'une ventilation artificielle n'atteignent pas des valeurs induisant des résistances prohibitives, ce qui ne ferait que contrarier le



Relation entre débit et perte de charge dans les voies aériennes

La droite dP=KI.V représente la perte de charge en écoulement laminaire.
La courbe dP=KI.V+K2(V) est la perte de charge réelle, en écoulement mixte, laminaire et turbulent.

(Roher)

Selon d'autres travaux, on peut répertorier trois débits principaux :
- Débit laminaire, où la perte de charge est proportionnelle au débit.
- Débit turbulent, avec une perte proportionnelle à la puissance 1,75 du débit.
- Débit d'orifice, avec une perte proportionnelle à la puissance 2 du débit.

La transformation d'un débit laminaire en débit turbulent est tributaire de la valeur du nombre de Reynolds dont l'expression est :
Re = D.V.d/S.u ou D est le diamètre, V le débit, d la densité du fluide, S la section du conduit, et u la viscosite du luide.
Pour une valeur de Re empiriquement fixée à 2000, le débit devient turbulent, à condition que le conduit soit un tube de dimensions uniformes. Ce n'est pas le cas des voies aériennes, et les turbulences apparaissent pour des valeurs plus faibles, du fait des irrégularités et des divisions bronchiques, mais de façon progressive, à l'inverse du premier cas. De plus, l'existence de divisions entraine un transport des turbulences créées localement sur une certaine longueur, dite longueur de transition, chiffrée par l'équation de Schiller, ou Lo = 0,03 D.Re.
Si l'on applique ces données au modèle pulmonaire théorique de Weibel, qui considère l'arbre bronchique comme forme de 23 divisions dichotomiques régulières, on obtient le tableau suivant, en considérant un débit global de 0,3 I/s. (voir tableau ci-contre)

remplissage pulmonaire, et abaisserait le rendement de l'appareillage utilisé (Mushin, Sheldon, De Koch).

La juxtaposition d'une compliance et d'une résistance globales, caractéristiques de l'ensemble sujet-respirateur entraîne l'existence d'une constante de temps régissant les modifications de cet ensemble en fonction de la chronologie, comme pour tout système à la fois capacitif et résistif.

L'application d'une force à ce système entraîne son déplacement d'un état d'équilibre vers un autre état d'équilibre, à une vitesse déterminée par cette constante de temps, qui est égale au produit des résistances et compliances mises en jeu.

Il existe alors un déphasage entre les causes et les effets de l'insufflation, ce qui veut dire qu'un volume courant attendu sera atteint plus tard que le gradient de pression nécessaire à l'obtenir.

Ce déphasage peut interférer notablement avec le fonctionnement cyclique de l'appareil et influencer les résultats de la ventilation envisagée.

En outre, cette constante de temps globale est la résultante statistique d'un ensemble de compliances et de résistances locales variables et caractéristiques de chaque unité fonctionnelle pulmonaire ; et le raisonnement précédent est applicable à chacune de ces unités, dans le poumon où la distribution gazeuse se fait inégalement suivant les territoires, même lors d'une respiration normale.

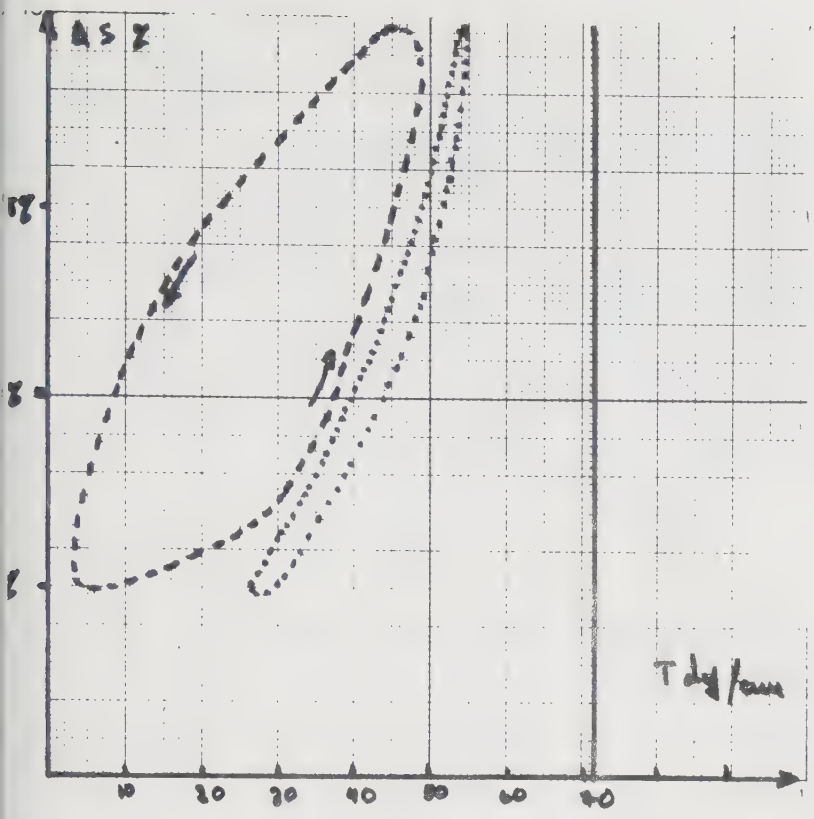
Il existe, en effet, physiologiquement, une certaine dispersion des propriétés mécaniques parmi les unités fonctionnelles pulmonaires, et par voie de conséquence, une disparité des constantes de temps élémentaires, ce qui entraîne une distribution gazeuse plus ou moins importante en fonction du temps suivant les territoires (Comroe).

La ventilation artificielle, par l'augmentation des pressions et des débits intrapulmonaires qu'elle nécessite, tend à accentuer la dispersion des caractéristiques alvéolaires, et par suite l'inuniformité de la distribution des volumes administrés ; ce phénomène, explique par la loi de Laplace qui équivaut dans ce cas à dire que plus l'alvéole est de petite taille, plus la pression qui y règne est grande, et moins son remplissage est aisé, est compensé du fait des propriétés originales du surfactant pulmonaire, dont la tension est fonction de l'état dimensionnel alvéolaire et tend à rétablir l'équilibre des pressions et des volumes entre territoires adjacents.

Cette propriété serait amoindrie lors de l'excursion monotone de mêmes gradients de volume pulmonaire ; nombreux sont les auteurs à considérer ce mécanisme comme étant la cause des baisses de compliance pulmonaire que l'on ne manque pas d'observer au décours d'une ventilation automatique, pour peu que son administration soit prolongée. D'autres facteurs que mécaniques contribuent sans doute à la genèse de cette situation.

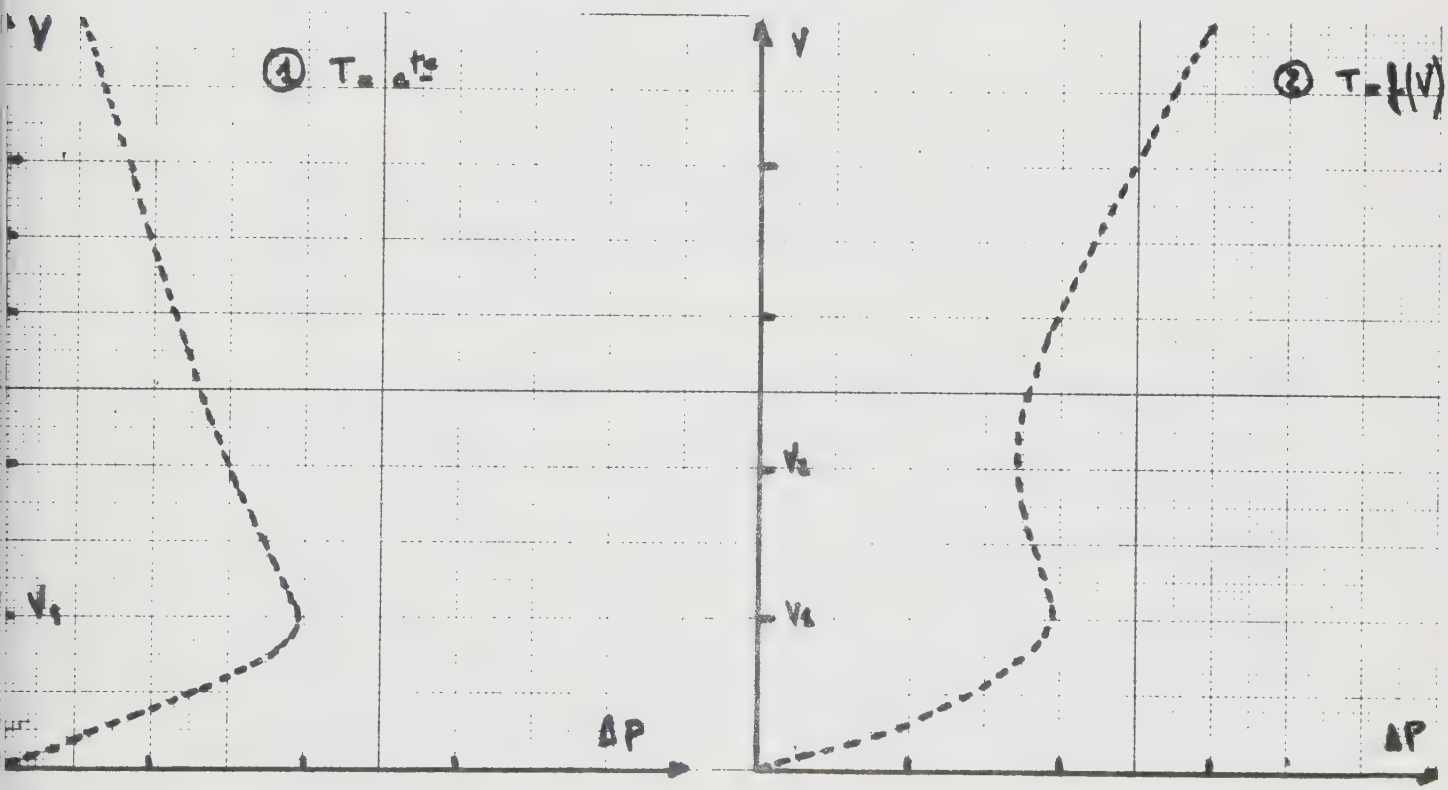
Quoi qu'il en soit, il apparaît certain à beaucoup d'auteurs que le surfactant pulmonaire tient un rôle important, aussi bien statique, sur la compliance, que dynamique, sur l'uniformité de la distribution gazeuse.

Pour résumer ceci, il ressort que, du point de vue aérodynamique



Relation Tension/Surface pour :
-Extrait de tissu pulmonaire (tirets)
-Plasma (pointillés)
-Eau (trait)
Le surfactant pulmonaire se distingue par :
-De très basses tensions à faible surface
-Des trajets différents suivant le sens de l'excursion de surface.

(Comroe)



Relation pression/volume pour des alvéoles théoriques.
En I, ou T est constant :état dimensionnel instable
En 2, où T varie avec V : après une instabilité transitoire, entre VI et V2 l'état dimensionnel retrouve une évolution stable en fonction du gradien de pression.
VI représente le volume pour lequel le rayon de l'alvéole est égal à celui du conduit d'admission.

(Nunn)

les conditions physiques immédiates d'une ventilation efficace seront :

- Des volumes courants importants, ce qui réduit l'influence des espaces morts, donc augmente la ventilation alvéolaire pour une même ventilation totale et, provoquant l'exploration poussée des propriétés du surfactant, permet d'en conserver les caractéristiques intactes, avec le gain que l'on conçoit sur la compliance pulmonaire.

- La réduction des espaces morts au minimum, pour des raisons évidentes en rapport avec le paragraphe précédent.

- des débits instantanés peu élevés de façon à réduire l'induction de résistances à l'insufflation et augmenter l'uniformité de la distribution gazeuse.

Mais si l'on envisage le but de la fonction respiratoire, les phénomènes et exigences aérodynamiques, sont difficilement dissociables des phénomènes hémodynamiques entraînés par la ventilation en pression positive.

Les conséquences cardio-vasculaires de la ventilation artificielle, résultent de la présence du gradient de pression moteur anormalement élevé dans les voies aériennes lors de l'insufflation, avec de plus inversion de l'évolution cyclique des pressions intrathoraciques. A l'état normal, la pression intrapleurale, inférieure en permanence à la pression atmosphérique, diminue lors de l'inspiration, ce qui crèe des conditions très favorables au retour veineux intrathoracique du sang provenant des espaces vasculaires périphériques.

Ces mêmes conditions favorisent le remplissage diastolique des cavités cardiaques, par un mécanisme similaire.

Le volume sanguin intrapulmonaire, qui est d'environ un litre varie avec l'état de volume ; selon Comroe, les gros troncs vasculaires voient leur capacité augmentée, le lit capillaire est diminué pendant l'inspiration, et inversement lors de l'expiration.

Il en résulte une légère augmentation de ce volume à l'inspiration, du fait de la prépondérance du volume intravasculaire sur le volume capillaire.

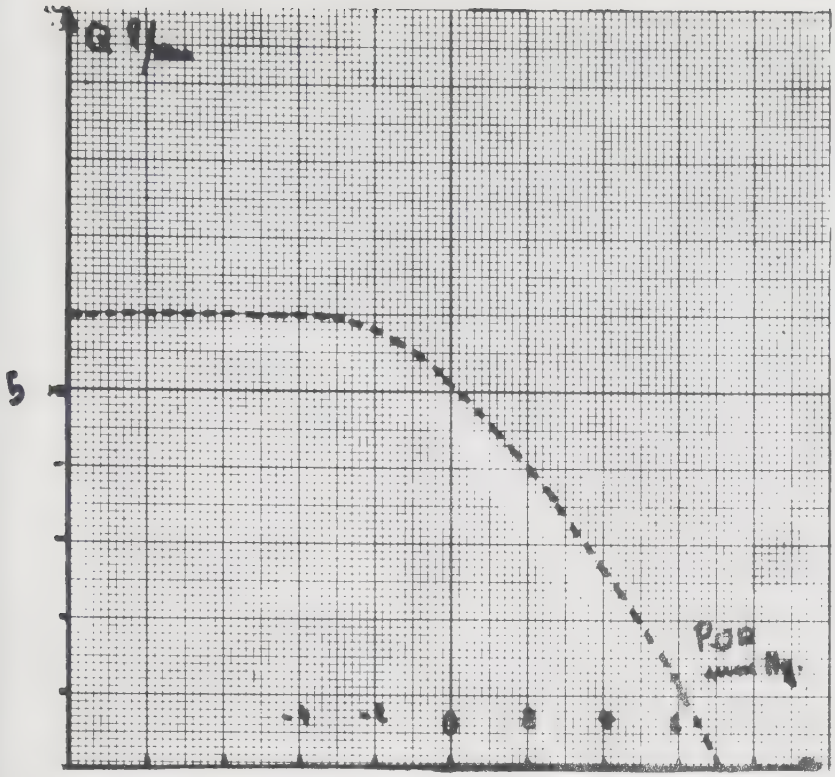
La ventilation artificielle bouleverse cette hémodynamique normale : les pressions positives inspiratoires ont tendance à abolir le gradient de pression intrathoracique et entravent donc sérieusement le retour veineux ; de la même façon, le remplissage diastolique des cavités cardiaques, malgré une éjection systolique gauche accrue de façon très transitoire par un retour veineux pulmonaire augmenté, est diminué : rapidement le ventricule gauche est soumis aux mêmes conditions que le ventricule droit en ce domaine.

L'expiration, si elle est passive, permet le retour à un régime normal de pressions négatives et autorise la restauration de conditions plus favorables.

Il y a donc inversion des temps respiratoires dans leur incidence sur la fonction cardiovasculaire, et lors de l'insufflation en pression positive, le temps inspiratoire, normalement favorable, devient néfaste, au contraire du temps expiratoire qui est alors essentiel à la maintenance de conditions circulatoires acceptables.

Il est à noter que l'entrave circulatoire apportée par la ventilation artificielle est susceptible d'être compensée par la régulation du tonus vasomoteur qui tend à rétablir, par un gradient de pression favorable, un retour veineux suffisant et un remplissage cardiaque correct.

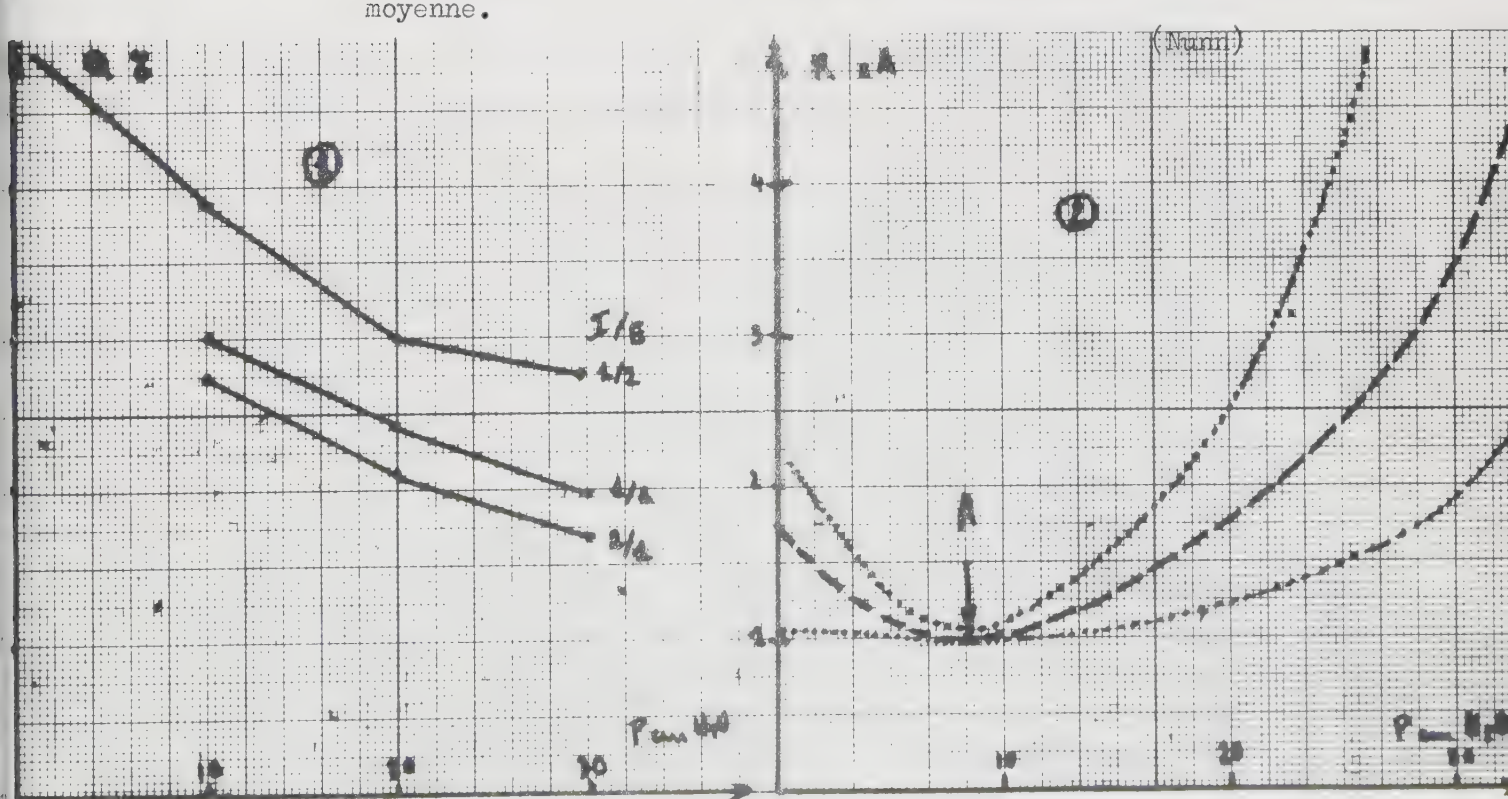
L'altération de cette capacité de régulation, ainsi qu'une hypo-



Evolution du débit cardiaque en fonction de la pression auriculaire droite.

(De Kock, d'après Guyton)

Ci-dessous : en I débit cardiaque en fonction de la pression intrapulmonaire résultant de la ventilation artificielle, pour plusieurs valeurs du rapport I/E (Mushin)
En 2, évolution des résistances vasculaires pulmonaires, sous l'influence de la pression intrapulmonaire ; les courbes pointillées représentent l'ordre de dispersion des mesures autour de la valeur moyenne.



volemie aggravent notablement ces phénomènes, qu'il est de toute manière impératif de minimiser.

Dans ce but, Mushin pose les conditions physiques d'une hémodynamique satisfaisante lors de la ventilation artificielle ; la condition sine qua non étant la pression intrathoracique moyenne la plus faible possible, celle-ci résultant de l'intégration en temps et en niveau des pressions au cours d'un cycle respiratoire complet, plusieurs niveaux d'action sont à envisager, à savoir :

- Pression motrice inspiratoire faible, appliquée uniquement en présence d'un débit.

- Inversion du rapport des temps inspiratoire et expiratoire normaux, l'expiration devenant le temps majeur, contrairement à ce qui existe lors de la ventilation naturelle.

- Débits gazeux inspiratoires importants, de façon à réduire la durée d'application de la pression positive motrice.

- Réduction des espaces morts, ce qui entraîne l'amélioration du rendement de la ventilation, et diminue la part des pressions appliquées sans bénéfice pour l'hématose.

- S'il y a lieu pression négative expiratoire, ce qui entraîne un abaissement de la pression moyenne intrathoracique ; à ce sujet, la majorité des auteurs, s'ils estiment qu'une faible pression négative expiratoire peut s'avérer bénéfique dans ses effets hémodynamiques sur le retour veineux et le débit cardiaque, ainsi que par assistance de l'expiration et réduction des espaces morts fonctionnels, contre-indiquent des valeurs plus élevées, en valeur arythmétique que - IO mb environ ; la raison en est que des gradients de pression plus élevés, loin de favoriser l'expiration, l'entraveraient en diminuant le diamètre bronchiolaire relativement aux dimensions

alvéolaires, accroissant de ce fait les résistances expiratoires.

Si l'on compare alors ces conditions hémodynamiques générales aux conditions aérodynamiques déterminées plus haut, on observe le plus fréquemment un antagonisme indiscutable.

Une ventilation artificielle acceptable sera donc le résultat d'un compromis entre les exigences ventilatoire et circulatoires rencontrées chez un sujet donné ; ce fait est encore plus évident si l'on examine les conditions hémodynamiques intrapulmonaires, et leur conjonction avec les phénomènes aérodynamiques au niveau le plus fin, c'est-à-dire à l'interface entre sang et gaz alvéolaires. La ventilation en pression positive ne semble pas induire, du moins dans les lisites courantes, d'importantes variations du volume capillaire pulmonaire : celui-ci semble transmettre passivement la majeure partie du gradient de pression qui lui est appliqué aux tissus environnants, gradient déjà diminué de la part prise par la surface alvéolaire dont la tension absorbe une partie notable, à savoir environ la moitié de la pression intra-alvéolaire ; le reste se retrouve dans l'augmentation de la pression intrapleurale.

Il n'en est sans doute pas de même en ce qui concerne les régulations locales des débits capillaires, suivant l'importance du degré de ventilation des territoires considérés.

Cette régulation tend normalement à accroître la perfusion des territoires les plus convenablement ventilés, et inversement, de façon à conserver un rapport entre ventilation et perfusion alvéolaires optimum et constant dans le poumon tout entier.

Si l'on ne peut dire que l'insufflation en pression positive réduit la perfusion pulmonaire globale par action au niveau alvéolo-capillaire, on a vu que d'autres mécanismes plus éloignés des lieux d'échange en sont la cause, il est néanmoins très probable que la

régulation locale de la perfusion capillaire est perturbée du fait de l'existence de paramètres aérodynamiques alvéolaires, répartis inégalement suivant les territoires anatomiques.

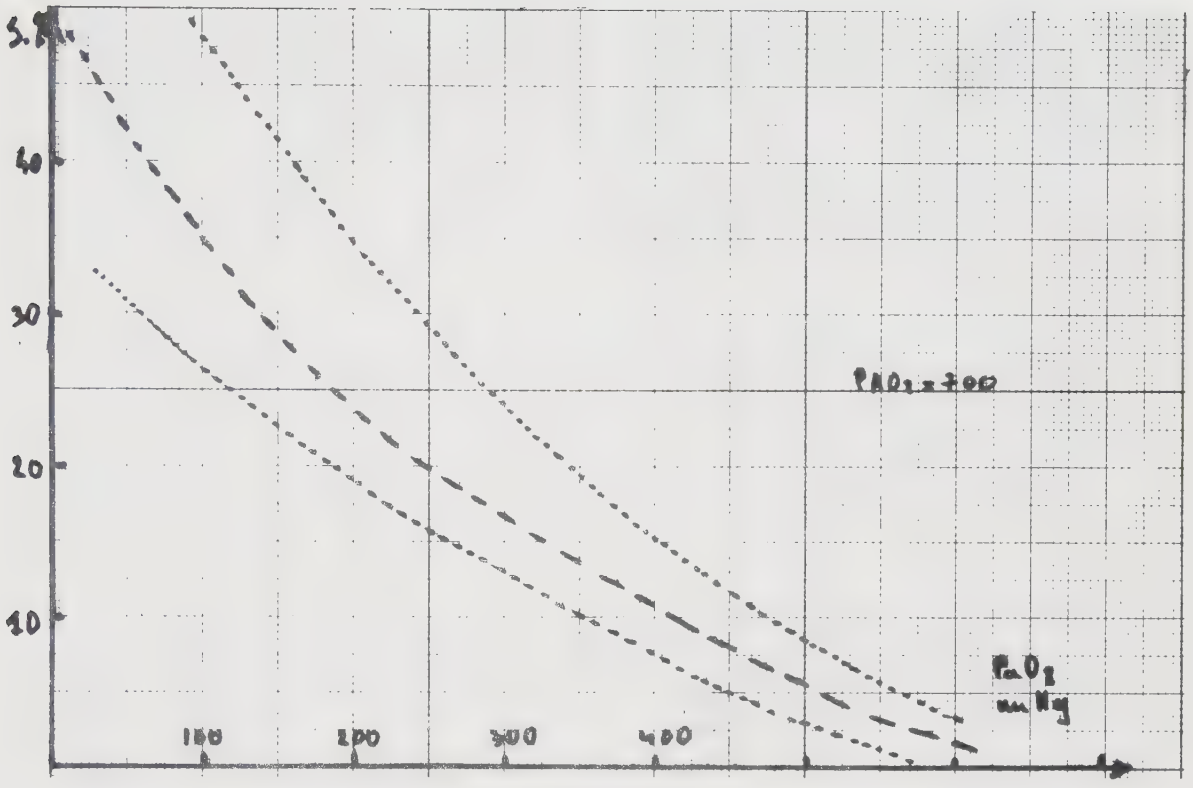
Ceci revient, si la distribution gazeuse n'est pas suffisamment uniforme, sinon à entraver la perfusion des territoires bien ventilés, du moins à ventiler ces territoires de façon excessive étant donné leur degré de perfusion, et inversement en ce qui concerne les parties hypoventilées.

Il s'ensuit dans le premier cas un accroissement de l'espace mort alvéolaire ou fonctionnel, dans le second un effet de shunt. Mushin, De Kock, Moore ont mis ces effets en évidence, et considèrent que la ventilation artificielle ne fait qu'accroître un phénomène certes physiologique, mais statistiquement contingent à l'état normal, pour le porter à un niveau non négligeable.

Etant donné un territoire pulmonaire, l'hyperventilation de ce territoire relativement à sa capacité de perfusion, loin d'améliorer les résultats globaux de l'hématose, ne fait que mobiliser en pure perte un volume gazeux non fonctionnel, ce qui est la définition même d'un espace mort.

Cet espace mort alvéolaire, notion paradoxale, résultant d'une augmentation excessive du rapport ventilation/perfusion dans un territoire donné, est difficilement quantifiable avec précision, mais influe indiscutablement sur le rendement d'une ventilation artificielle.

Au contraire, un territoire hypoventilé et perfusé normalement entraîne un effet shunt qu'il est possible d'apprécier avec une relative précision, du fait de la diminution du contingent d'oxygène artériel qui en résulte.



Appréciation du degré de shunt pulmonaire, en fonction de la pO2 résultant d'une ventilation en oxygène pur.
L'importance du shunt pulmonaire est déterminée par l'équation :
Qs/Qt= (CcO2-CaO2)/(CcO2/CvO2)
Ou CcO2 est le contingent d'oxygène dans les capillaires pulmonaires, CaO2 le contingent artériel, et CvO2 celui du sang veineux mêlé. Si les quantités d'oxygène sont importantes, on peut simplifier cette équation qui devient :
Qs/Qt = (PA-Pa)/(Ca-Cv) + (PA-Pa)
Les mesures sont effectuées sur des sujets ventilés en oxygène pur depuis au moins trente minutes ; les courbes pointillées représentent l'ordre de dispersion des mesures.
Le contingent d'oxygène du sang veineux mêlé influence cette relation ; d'autant plus que la PaO2 résultante est faible (voir plus loin).

(Moore)

Moore apprécie l'importance du shunt par mesure de l'effet d'un gradient de concentration d'oxygène dans les gaz insufflés sur la pression partielle d'oxygène artérielle qui en résulte ceci lors d'une ventilation alvéolaire convenable, induisant une normocapnie ; le degré d'efficacité d'une ventilation quelconque étant apprécié par son effet sur la capnie en regard des débits obtenus.

Ces phénomènes, en rapport direct avec l'uniformité de la distribution gazeuse sont des facteurs déterminants de l'efficacité d'une ventilation, et une augmentation de celle-ci, dans certaines conditions, n'entraîne pas obligatoirement l'amélioration qu'on pourrait en attendre sur l'hématose d'un sujet.

L encore, un compromis apparaît nécessaire, et les facteurs d'une ventilation artificielle doivent donc être appliqués à leur juste grandeur, et dans le plus juste rapport, pour un résultat optimum sur la fonction respiratoire, et pour le minimum d'effets secondaires indésirables : une augmentation de la ventilation réalisée sans tenir compte des capacités de perfusion et de mixique alvéolaire n'aboutit qu'à mobiliser une quantité de gaz en pure perte, ce qui implique l'existence d'un gradient de pression dont l'inutilité en ce qui concerne l'hématose magnifie la nocivité pour la fonction circulatoire. Les facteurs directement accessibles seront :

- Une pression d'insufflation propre à l'exploration de volumes courants permettant une ventilation alvéolaire suffisante, malgré les volumes non fonctionnels absolus ou relatifs rencontrés, mais non susceptible d'effets nocifs sur le tissu pulmonaire et l'appareil cardiovasculaire.

- Des débits d'insufflation, instantanés comme globaux, assez faibles pour conserver des résistances aérodynamiques de faibles valeurs, et une distribution suffisamment uniforme, mais assez élevés pour une moindre pression moyenne à ventilation totale donnée.

- Un cyclage apte à respecter ces conditions précédemment exposées, tant respiratoires que cardiovasculaires.

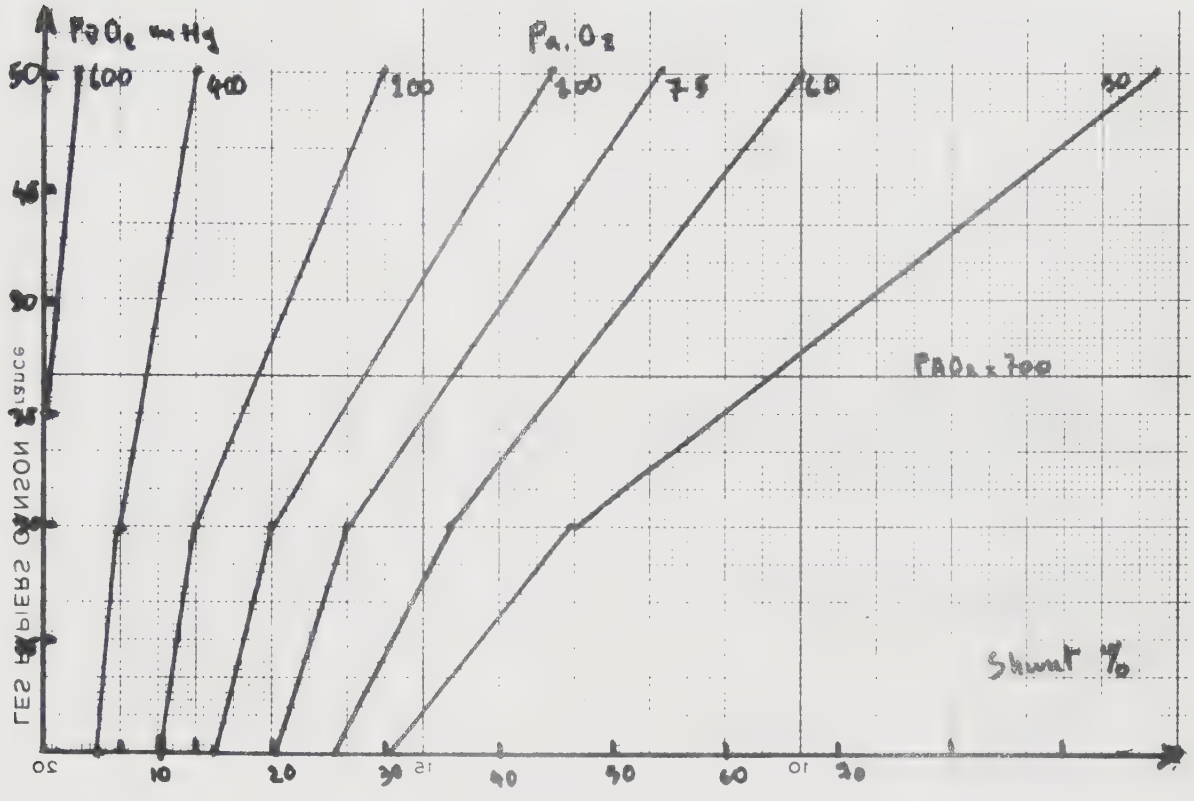
Chaque sujet à ventiler nécessite alors la réalisation d'un compromis entre ces différentes exigences, variable suivant ses caractères propres, ou suivant le résultat recherché.

Souvent aisé, parfois difficile, ce compromis peut aussi s'avérer, malheureusement impossible à obtenir.

A côté de ces conséquences physiques et mécaniques immédiatement appréhensibles, les conséquences biologiques résultantes sont généralement plus tardives, mais n'en sont pas moins nombreuses et importantes.

2. Conditions biologiques.

Au premier chef, l'hématose dont la restauration à un niveau correct est le but même de la ventilation artificielle, est susceptible de variations importantes au décours de celle-ci : les régulations naturelles, neuro-humorales auxquelles la fonction respiratoire est normalement assujettie n'agissent pas sur le substitut mécanique qui, supposé fournir des performances constantes sans intervention humaine, est incapable d'ajuster ses effets au résultat obtenu ; ces résultats peuvent varier de façon importante avec l'évolution des conditions pathologiques procédant du patient. Une surveillance clinique et biologique intensive est donc primordiale, afin de permettre d'apprécier l'opportunité d'un ajustement précis de la ventilation au niveau requis. L'hématose, résultat de la ventilation délivrée, en est aussi le meilleur élément de surveillance, par ses manifestations cliniques et biologiques, qui peuvent objectiver de nombreuses variations des signes et des chiffres qui la caractérisent.



Modification de la relation shunt pulmonaire - Pa02 lors de la ventilation en oxygène pur, en fonction de la Pv02.
L'intervention de la Pv02 n'est notable que pour de basses Pa02 mesurées, et par suite de fortes valeurs de shunt ; pour de faibles valeurs, on peut négliger son influence.

(Moore)

Une hypoventilation, ou une hyperventilation importante et globale, entraîneront bien sur l'ajustement des paramètres ventilatoires susceptibles de normaliser la situation et sont, sinon peu fréquentes, du moins peu durables, à la condition que la correction soit possible, car constamment suspectées par le clinicien.

Il est par contre beaucoup plus courant d'obtenir, avec l'usage d'un respirateur, une légère hyperventilation, ne serait-ce que par le besoin de ménager une certaine marge de sécurité vis-à-vis de variations mineures et transitoires des résultats obtenus.

Sont fréquentes également les variations dissociées touchant un élément unique de l'hématose : gaz carbonique ou oxygène ; en effet il est bien connu que l'oxygène est beaucoup moins diffusible que le gaz carbonique ; un balayage gazeux suffisant à évacuer ce dernier n'est pas nécessairement synonyme d'un apport d'oxygène adéquat.

Inversement, une ventilation satisfaisante en ce qui concerne l'apport d'oxygène peut dépasser le but requis par les quantités de gaz carbonique en présence, et modifier notablement le niveau physiologique du contingent de ce gaz.

Moore considère que l'étude de l'hématose permet d'apprécier :

- Par la capnie relevée, le degré de ventilation qu'il faut atteindre, et par voie de conséquence le rendement de cette ventilation.
- Par l'étude de la tension d'oxygène, la capacité de diffusion alvéolo-capillaire et dans certaines conditions, à savoir l'administration transitoire d'oxygène pur, l'importance du shunt intrapulmonaire qui procède entre autres d'un abaissement éventuel des rapports ventilation/perfusion locaux.

Pratiquement, la ventilation artificielle doit être ajustée de façon à tendre vers les valeurs physiologiques de l'hématose, si l'on excepte certains cas bien précis, dans lesquels une hyperventilation ou une hyperoxie sont requises.

En fait, la ventilation automatique entraîne souvent l'apparition d'une hyperventilation, soit absolue chez le sujet dont l'appareil respiratoire est sain, soit relative, eu égard aux conditions d'hématose antérieures à son application.

En effet, une insuffisance respiratoire, aussi pathologique qu'elle soit, n'en est pas moins susceptible d'entraîner l'apparition d'un nouvel équilibre biologique, pour peu que son évolution ne soit trop rapide, équilibre que la ventilation artificielle vient bouleverser. De l'existence de cet équilibre, l'exemple le plus immédiat est donné par les collapsus de reventilation pouvant suivre la réduction d'une hypercapnie.

Ainsi, de nombreux signes d'hyperventilation peuvent être observés, cardiovasculaires, neurologiques et métaboliques, pour ne citer que les plus importants.

La commande neurologique respiratoire est déprimée, ce qui n'est pas un inconvénient si l'on envisage pas de cesser la ventilation artificielle, mais peut s'avérer fort gênant lorsqu'il faut débarrasser un malade de sa machine, le risque d'hypoventilation entraînant alors le maintien de l'assistance, et donc de la dépression des centres. Le tonus vasomoteur tend vers la vasoconstriction, avec notamment diminution du débit sanguin cérébral, dans un rapport parfois dangereux chez des sujets prédisposés aux accidents neurologiques ischiémiques. Sur le plan métabolique, le phénomène principal est la tendance à l'alcalose, dans le sang et plus encore, dans les espaces céphalorachidiens ; cette alcalose gazeuse, avec baisse de la pression particlle de gaz carbonique et du taux des bicarbonates sanguins, tend à entraîner une modification des

répartitions ioniques : le fait le plus constant paraît être une baisse de la kaliémie.

De nouveau sur le plan neurologique, il semble que ces modifications de l'équilibre acidobasique entraînées par la baisse de la capnie puisse modifier les caractéristiques de la barrière hémomeningée, en ce qui concerne sa perméabilité vis à vis de nombreuses substances. Plus généralement, les échanges hydriques au niveau de l'appareil respiratoire sont notablement modifiés, ce dont il faut tenir compte, et parfois de façon très précise, lors des administrations parentérales le plus souvent nécessaires chez ces sujets.

Enfin, l'introduction intra-trachéale de corps étrangers tels que sondes et canules, en plus d'une action intrinsèquement pulmonaire, est susceptible d'entraîner l'apparition de phénomènes inflammatoires généraux avec par exemple fièvre élevée, avec tous les risques que cela suppose chez ce genre de malade.

Mais, pour peu que l'assistance ou le contrôle respiratoire se prolonge, les modifications biologiques les plus importantes sont localisées à l'appareil respiratoire lui même.

Des modifications de la compliance thoracopulmonaire sont observées, dans le sens d'une réduction allant de pair avec la durée de la ventilation automatique mise en cause.

On considère généralement que l'administration de volumes courants de valeurs constantes entre pour une grande part dans cette détérioration des propriétés mécaniques, du poumon ventilé (Moore, De Kock).

Selon De Kock, ceci est lié aux caractéristiques du surfactant, instables pour des tensions inférieures à 20 dynes/cm environ :

au-dessous de cette valeur, les propriétés du surfactant, incomplètement utilisées, ne suivraient pas fidèlement l'état dimensionnel alvéolaire et entraîneraient à terme la formation d'atélectasies dans les territoires intéressés.

Ces auteurs recommandent alors une excursion maximale du volume pulmonaire, répétée à intervalles réguliers, pour prévenir cette diminution de compliance.

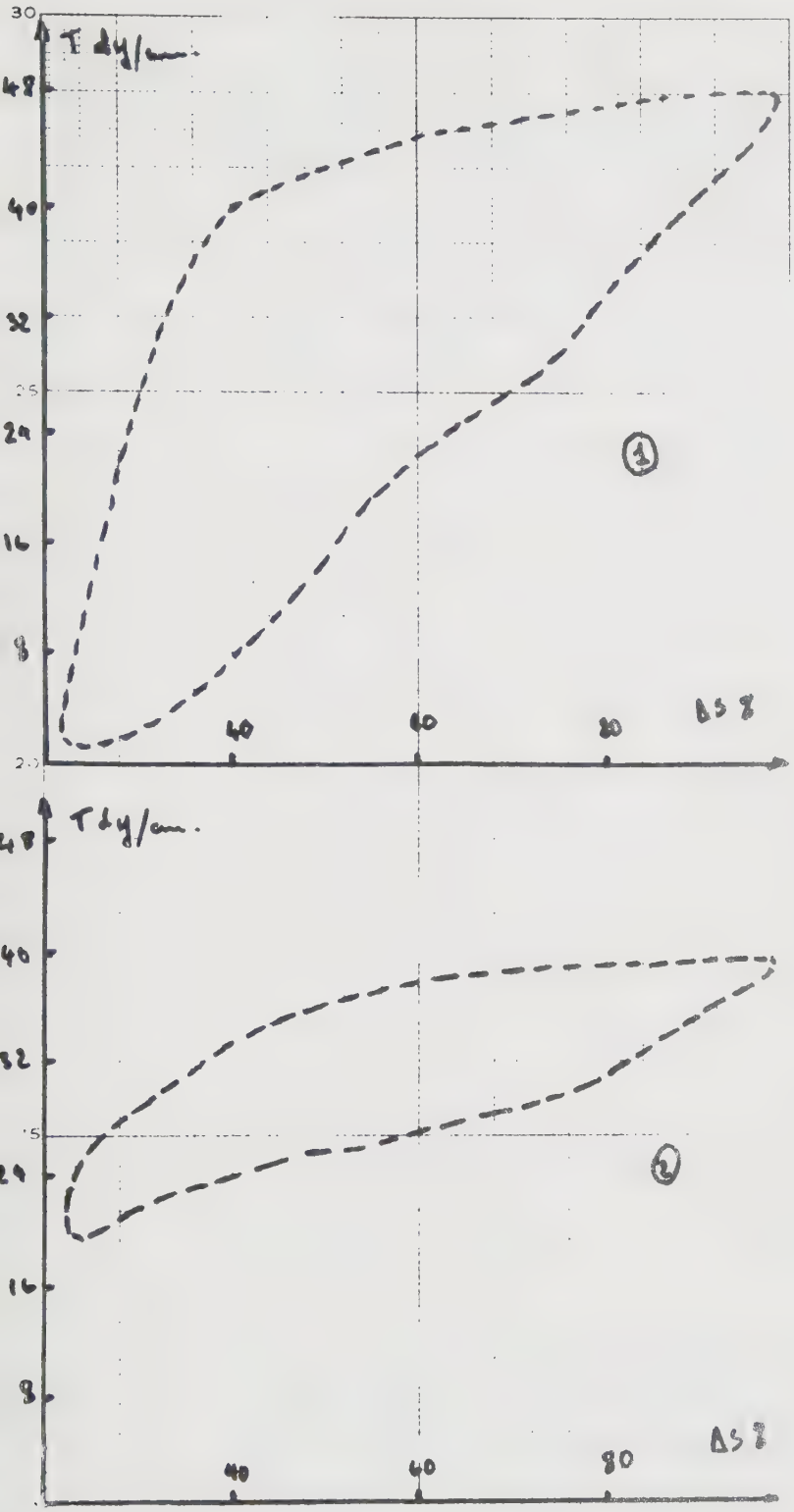
Il semble que ces altérations des propriétés de surface du revêtement alvéolaire soient également provoquées par de nombreux facteurs autres que mécaniques.

Un de ceux-ci, très important, semble être la composition des gaz insufflés, en ce qui concerne le pourcentage d'oxygène administré : il semble que l'oxygène ait une influence néfaste lorsque administré de façon trop importante.

Dans des conditions expérimentales, l'administration d'oxygène à hautes concentrations, à savoir supérieures à 300 mm de mercure environ, entraîne une altération des relations tension-surface alvéolaires. En clinique, Moore observe en règle une remontée de 20 dynes/cm environ des tensions minimales d'extraits de tissu pulmonaire chez les sujets soumis à une oxygènothérapie intensive avec ventilation artificielle.

Bien plus, d'après ces travaux, la toxicité de l'oxygène administré à hautes concentrations ne semble pas se borner aux propriétés mécaniques des tissus pulmonaires, et paraît apte à diminuer fortement leur capacité de diffusion.

Les examens histologiques pratiqués, tant en expérimentation qu'en clinique, permettent d'objectiver d'importantes altérations, concernant d'abord l'espace interalvéolocapillaire, occupé par



En I, relation tension-surface d'un extrait de poumon sain ; la tension minimum de l'échantillon est de 4 dynes/cm ; la tension maximum est de 47 cynes/cm
En 2, même relation qu'en I, mais concernant un sujet décédé après trois jours durant lesquels une ventilation artificielle en oxygène pur avait été pratiquée. La tension minimum est de 21 dynes/cm, la tension maximum de 40 dynes/cm.
On constate que l'altération des propriétés de surface concerne surtout le domaine des basses tensions et des bas volumes.
Ces courbes sont réalisées avec une balance d'un type similaire à la balance de Clements, sur des extraits de tissu pulmonaire prélevé post mortem.
Les traces sont la synthèse de plusieurs excursions de surface réalisées successivement.
Chaque cycle est effectué en 9 minutes environ.

(Moore)

les basales, et s'étendant ensuite à l'endothelium vasculaire, puis à l'alvéole proprement dit.

Toujours selon Moore, ces lésions apparaissent pour des pressions partielles d'oxygène supérieures à 300 mm de Hg, et appliquées pendant au moins trente heures environ.

Il faut préciser que ces données sont relatives à des sujets porteurs d'une pathologie pulmonaire importante, qui avait entrainé l'assistance ou le contrôle respiratoire, avec l'oxygénothérapie incriminée ; les altérations pulmonaires anatomiques et fonctionnelles décrites ne peuvent alors être formellement et exclusivement imputées à la seule oxygénothérapie.

Néanmoins, des expérimentations humaines limitées ont montré des altérations fonctionnelles indiscutables lors de l'inhalation d'oxygène à haute concentration pendant un certain temps : principalement réduction de la capacité vitale et de la capacité de diffusion, ces altérations étant plus intenses et précoces lors de l'administration d'oxygène pur.

Les variations des conditions hygrométriques intrapulmonaires sont également essentielles : le court-circuitage des voies aériennes supérieures abolit totalement la récupération de la vapeur d'eau d'origine respiratoire par les muqueuses de celles-ci.

Dans ce cas, les propriétés de surface du revêtement alvéolaire sont également menacées d'altération rapide ainsi que, selon Huault, lors de l'application de depréssions expiratoires importantes.

Pour en revenir à l'importance de conditions hygrométriques convenables, il faut aussi relever au passif de l'humidité insuffisante des gaz ventilés un dessèchement des revêtements pulmonaires,

et par suite une diminution ou une abolition de la mobilité des épithéliums ciliés, un épaississement des secrétions muqueuses, et donc une tendance à l'encombrement, voire à l'obstruction bronchique.

Il est donc essentiel d'assurer une humidification suffisante des gaz insufflés.

Huault recommande d'approcher d'aussi près que possible des conditions physiques dites B.T.P.S. , à savoir tension de vapeur d'eau saturante à 37°.

La présence de corps étrangers intratrachéaux entraîne au minimum, on l'a vu, une irritation des revêtements de l'arbre bronchique, mais peut conduire à des accidents autrement préoccupants, du fait des remaniements inflammatoires possibles, comme ulcérations, glottique ou tracheale, qui impliquent la possibilité de complications, soit précoces comme des fistules, soit secondaires à savoir principalement des sténoses : des accidents dus à une ulcération vasculaire, très graves, sont heureusement rares.

Ceci, de plus, favorise évidemment les infections broncho-pulmonaires qui sont un des risques majeurs de la ventilation artificielle, pour peu que sa durée d'application soit notable, de l'ordre de quelques jours en moyenne.

Les choses peuvent n'être que bénignes et la situation contrôlée par les mesures d'asepsie qu'il est indispensable de prendre, les aspirations bronchiques soigneuses et régulières, et éventuellement la chimiothérapie, générale et locale ; parfois le syndrome infectieux, non content de gréver sérieusement le pronostic respiratoire, peut se généraliser et entraîner les pires complications, chez des malades fragilisés aux agressions de toute origine.

Il va de soi que la ventilation artificielle prolongée appliquée en réanimation est particulièrement susceptible de faire apparaitre

ces complications amoindrissant le résultat attendu en ce qui concerne la fonction respiratoire défaillante : s'il est relativement facile de prévenir toutes atelectasie, infection ou encombrement pour la durée d'une intervention chirurgicale, ou même pour une ou deux journées, le problème peut devenir très complexe lorsqu'il faut ventiler un sujet pendant plusieurs jours, voire des semaines.

Toutes les conditions sont alors réalisées pour provoquer à la longue l'altération des qualités anatomiques et fonctionnelles de l'appareil pulmonaire.

- Par action mécanique, les pressions positives prolongées appliquées à des tissus fragilisés pour diverses causes : inflammation, infection, peuvent entraîner dilatations bronchiques, ruptures alvéolaires, ou même pneumothorax.

- La ventilation monotone tend à diminuer la compliance pulmonaire et aggrave les effets d'une distribution non uniforme.

- Le drainage bronchique naturel fortement contrarié, et les conditions hygrométriques modifiées tendent à provoquer encombrement et obstruction bronchiolaire, avec retentissement fonctionnel mais aussi anatomique, par le biais de l'infection que favorise la stase.

- La toxicité de l'oxygène pour les tissus pulmonaires lors de certaines conditions d'administration conduit à l'altération des propriétés mécaniques, ainsi que de la capacité de diffusion : ceci nécessite des concentrations d'oxygène encore plus élevées, et aggravé encore cette incidence sur l'hématose.

Les voies aériennes, beaucoup plus accessibles à l'agression bactérienne, deviennent la porte d'entrée d'infections broncho-pulmonaires fréquentes et graves.

Cette dégradation de l'appareil respiratoire entraînera une baisse du rendement de la ventilation, dans le rapport de l'hématose et des contraintes mécaniques nécessaires à l'obtenir, et un balayage gazeux supérieur, en quantité et/ou en concentration d'oxygène, sera alors nécessaire.

A côté des contingences respiratoires, la situation cardiovasculaire, satisfaisante au départ, peut se dégrader à bas bruit au fil des jours, surtout chez les sujets prédisposés à l'insuffisance cardiaque, comme le sont souvent les insuffisants respiratoires chroniques.

Comme on l'a vu précédemment, la correction d'une hypoxie par des concentrations d'oxygène raisonnables peut entraîner, par le biais de l'hyperventilation qu'elle peut nécessiter, une hypocapnie chronique dont les conséquences cardiovasculaires, neurologiques et métaboliques, déjà peu souhaitables à priori, sont susceptibles d'acquérir avec le temps une importance préoccupante.

3. Conditions requises.

La ventilation artificielle, surtout de longue durée, requiert alors :

- des paramètres physiques entraînant le meilleur rendement possible, la plus grande efficacité, pour la plus faible excursion extra-physiologique, ce qui suppose la conciliation des exigences respiratoires et cardiovasculaires, ainsi que l'hyperinflation pulmonaire réalisée à intervalles réguliers.

- Une inocuité des gaz insufflés en regard des tissus pulmonaires, à savoir, autant que faire se peut, l'absence d'excessives concentrations d'oxygène, et encore plus évidemment d'oxygène pur.

- L'entretien des voies aériennes, tant du point de vue de la perméabilité que de la prévention anti-infectieuse, par aspiration, humidification, aseptie rigoureuse de toute manoeuvre à visée respiratoire, et au besoin thérapeutique médicamenteuse.

La surveillance, aussi bien des résultats de la ventilation automatique appliquée, que des complications qu'elle peut entrainer : surveillance clinique, paraclinique, biologique, exercée de façon constante et intensive.

Dans ce contexte, les caractères de l'appareillage employé tiennent une place importante, autant que les méthodes de la ventilation automatique, dont ils rendent l'application plus ou moins aisée et fructueuse.

Le fait de la ventilation artificielle en réanimation est l'extrême disparité de ses sujets d'application, ceux-ci allant de l'individu parfaitement sain victime d'une intoxication médicamenteuse, à l'insuffisant cardiorespiratoire en phase aigüe, en passant par le polytraumatisé, et particulièrement le traumatisé thoracique. Les besoins ventilatoires de ces cas seront très différents, ainsi d'ailleurs que les pronostics et les difficultés rencontrées lors de l'administration de la thérapeutique en cause.

Il importe alors qu'un respirateur soit doté de possibilités multiples, et de domaines qualitatif et quantitatif assez étendus pour s'adapter à ces différents cas.

La machine doit être apte à délivrer des ventilations pouvant dépasser nettement 20 litres/mn, mais aussi être dotée d'une bonne précision pour la détermination de petites quantités.

La pression générée doit parfois atteindre des valeurs spectaculaires, mais être également susceptible de limitation précise et intangible.

Des pressions générées lors du cycle expiratoire, surtout négatives, sont parfois d'une grande utilité.

Une composition précise des gaz ventilés est souvent indispensable. Des moyens d'humidification des gaz administrés sont impératifs,aussitôt que la ventilation est maintenue au-delà de quelques heures. Les précautions d'asepsie dont on doit toujours s'entourer appellent une désinfection aisée et rapide des circuits intéressés.

Il faut examiner les différentes solutions physiques et technologiques actuellement capables de satisfaire ces exigences.

II (b) Fonctionnement des machines

1. Mobilisation gazeuse
   - -a. pression constante
   - -b. débit constant
   - -c. pratique

2. Cyclage
   - -a. pression
   - -b. volume
   - -c. temps

3. Composition des volumes
   - -a. appareils volumétriques
   - -b. appareils manométriques

4. Circuits annexes

II (b) Fonctionnement des machines.

1. Mobilisation gazeuse.

La fonction première des respirateurs est l'insufflation intra-pulmonaire d'un certain volume, répétée de façon cyclique.

Cette insufflation s'effectue, avec les respirateurs internes, par l'application d'un gradient de pression de la machine vers le poumon, par l'intermédiaire du volume de gaz à insuffler ; ceci revient à appliquer une force à un récepteur capacitif et résistif.

Avant tout, il faut définir certaines grandeurs déterminant cette insufflation.

D'abord, la pression générée par le respirateur Pg qui est la force motrice appliquée à l'ensemble.

Ensuite, les compliances et résistances du sujet et du respirateur, s'additionnant respectivement.

Dans ce qui va suivre, sauf indication contraire, les valeurs C et R, et par suite les constantes de temps qui en résultent, seront considérées comme les valeurs de l'ensemble respirateur-sujet.

Résultant de l'application de la pression générée à l'ensemble ci-dessus défini, apparaissent plusieurs paramètres :

- La pression alvéolaire Pa, qui caractérise le gradient de volume pulmonaire Vt.
- La pression intermédiaire Pm, relevée entre les résistances de la source et les résistances du sujet.
- Le débit gazeux dont le système est le siège à un instant donné.

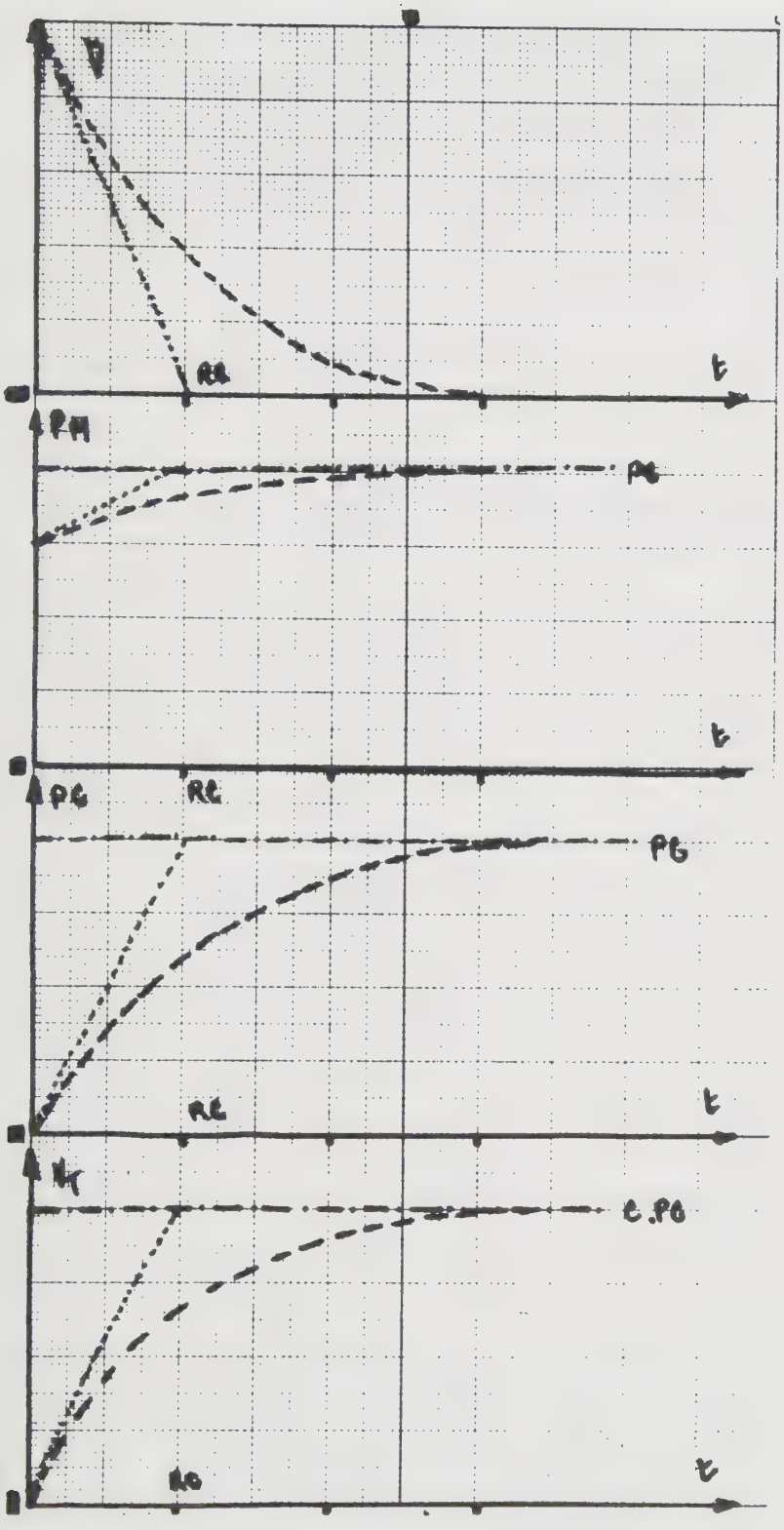
Considérant un sujet dont les caractéristiques mécaniques thoraco-pulmonaires sont données, la mobilisation gazeuse que l'on attend d'un respirateur est assujettie qualitativement et quantitativement à la pression motrice appliquée, et aux caractéristiques de l'ensemble respirateur-sujet, récepteur de cette pression.

On peut alors distinguer deux grands modes théoriques selon lesquels l'insufflation est obtenue : en pression constante et à débit constant. En pression constante, à l'instant initial est introduit dans l'ensemble respirateur-sujet, le gradient de pression Pg, ce qui entraîne l'inflation pulmonaire jusqu'au moment où la pression alvéolaire Pa est égale à Pg ; l'équilibre est alors atteint et le gradient de volume est : $Vt=C.\ Pa=C.Pg$.

Les variations des débits, des volumes et des pressions en fonction du temps sont exponentielles ; en effet, le gradient de pression Pg-Pa est proportionnel à la dérivée de ce même gradient.

Ces variables tendent alors asymptotiquement vers leurs valeurs à l'équilibre, caractérisé par la pression appliquée Pg, à une vitesse subordonnée à la constante de temps de l'ensemble, égale à C.R. ; au bout d'un temps égal à trois fois C.R., elles atteignent 95% des valeurs d'équilibre et on peut dire que celui-ci est quasiment atteint. Ce mode de fonctionnement suppose une compliance et une résistance d'appareillage aussi faibles que possible, afin que la constante de temps, et par suite la durée de l'insufflation soient minimales et principalement déterminées par le sujet.

Son intérêt réside dans l'asservissement parfait du débit aux conditions C et R rencontrées et au volume courant choisi, par l'intermédiaire de Pg, ce débit est toujours suffisant et jamais excessif. Le principal écueil que rencontre l'application pratique de ce principe de fonctionnement réside dans le fait des compliances et résistances généralement rencontrées ; si l'on considère un sujet



Courbes théoriques de débit V pression intermédiaire Pm, pression alvéolaire Pa, et volume courant Vt, pour un générateur de pression constante.
L'évolution des quatre grandeurs est exponantielle, et tend asymptotiquement vers une valeur constante déterminée par Pg, en un temps égal au triple de la constante de temps R.C. issue de l'ensemble générateur récepteur.
La transformation est donc finie, et limitée par Pg.

(Mushin)

de compliance égale à 100 mL/mB, valeur usuelle, et dont les résistances se chiffrent à 5 mB/L/s, ce qui est peu, même en supposant un respirateur de compliance propre négligeable et de résistance interne égale à 5 mB/L/s, ce qui est excessivement optimiste, on obtient une constante de temps C.R. de I s, donc un temps inspiratoire de 3s, et par voie de conséquence, si l'on adopte un rapport I/E usuel de 1/2, une fréquence comprise entre 6 et 7 ; ceci suppose, pour une ventilation totale de IO L/mn, des volumes courants largement supérieurs au litre, et dans le meilleur des cas ; on est à la limite de l'excès.

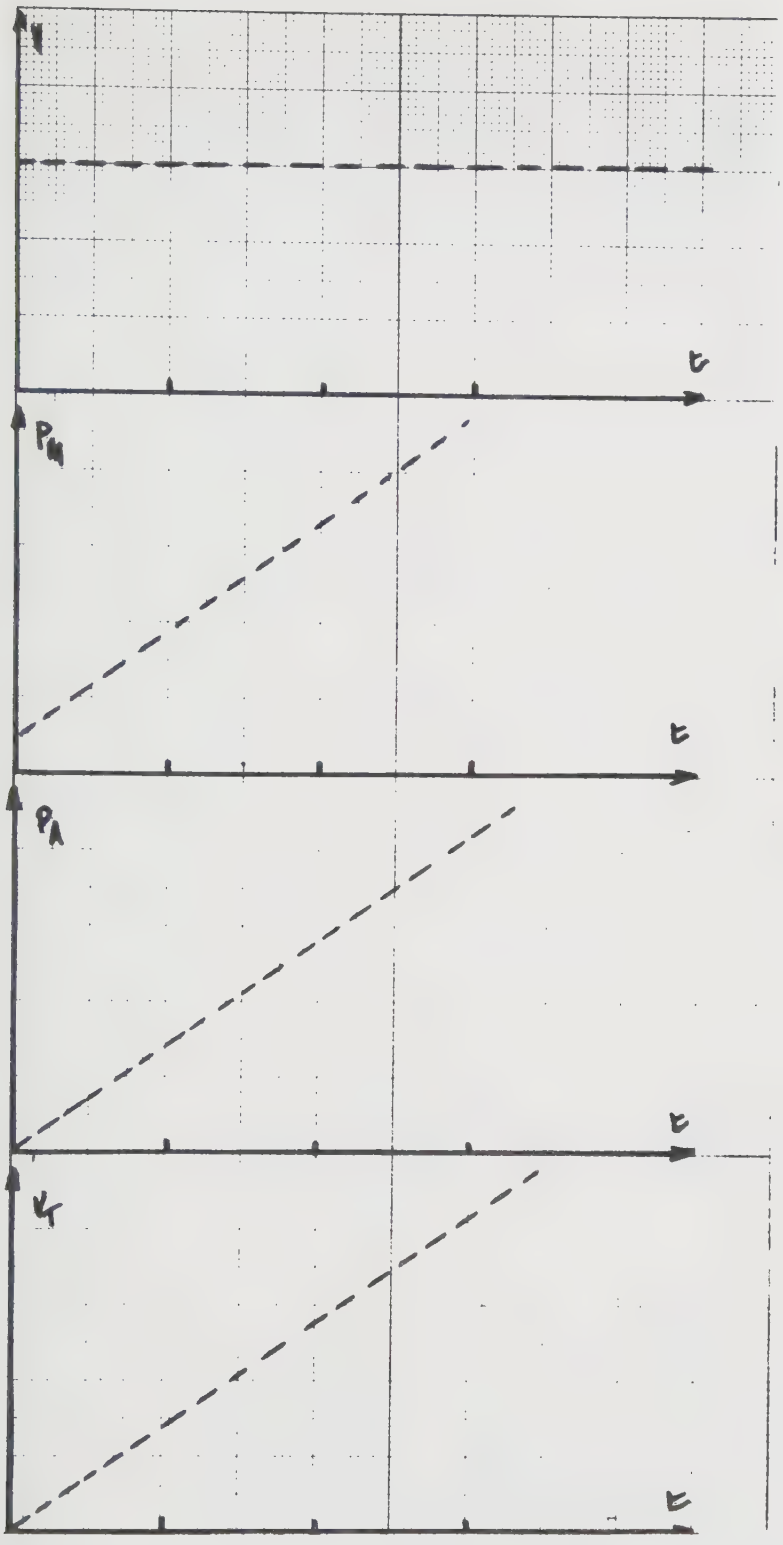
Le remède consiste à augmenter la pression motrice Pg, et interrompre l'insufflation avant l'accession à l'équilibre.

Les débits seront alors plus élevés, mais leur caractère de variabilité subsistera : les volumes obtenus en fonction du temps seront assujettis aux variations éventuelles du sujet.

A l'opposé, d'autres respirateurs fonctionnent suivant le principe des débits constants : comme auparavant, la pression Pg est appliquée au sujet à travers l'appareil, mais la résistance interne du générateur est ici très grande devant la résistance du sujet ; les caractéristiques dynamiques propres à celui-ci sont donc négligeables devant celles de l'ensemble.

Pour vaincre cette grande résistance, une importante pression motrice est nécessaire ; la variation de Pa sera négligeable devant Pg, et le débit délivré sera constant quelle que soit la charge.

On voit que les fonctionnements en pression et débit constant ne sont que les deux aspects d'un même phénomène ; dans les deux cas, la pression Pa tend à rejoindre Pg à un rythme exponnentiel ; si, en pression constante, Pg et Pa sont, sinon égaux, du moins de même oordre de grandeur, il ne peut être question qu'en débit



Courbes théoriques V, Pm, Pg, Pa Vt, pour un générateur de débit constant.
L'évolution est linéaire, et n'est limitée par aucun facteur; en fait, la variation est exponentielle, comme dans le cas d'un générateur de pression constante, mais les très grandes pression motrice et résistance interne utilisées font que l'équilibre est atteint à des pressions environ cent fois plus élevées et en un temps cent fois plus long, toutes choses inacceptables en pratique.
La faible partie utilisable de cette variation totale peut alors être considérée comme linéaire.

(Mushin)

constant Pa atteigne Pg dont la valeur est alors de l'ordre de IOO fois les valeurs intrapulmonaires admissibles, avec une constante de temps de plusieurs minutes. Il faut donc cycler cette mobilisation dans sa partie initiale, qui seule est exploitable, et ne représente qu'une fraction minime de la variation théorique complète ; cette faible excursion d'une fonction exponentielle peut être assimilée à une variation linéaire, et il en résulte que volume courant et pression varient de façon également linéaire en fonction du temps.

Les volumes obtenus sont alors stables et indépendants des conditions inhérentes au sujet.

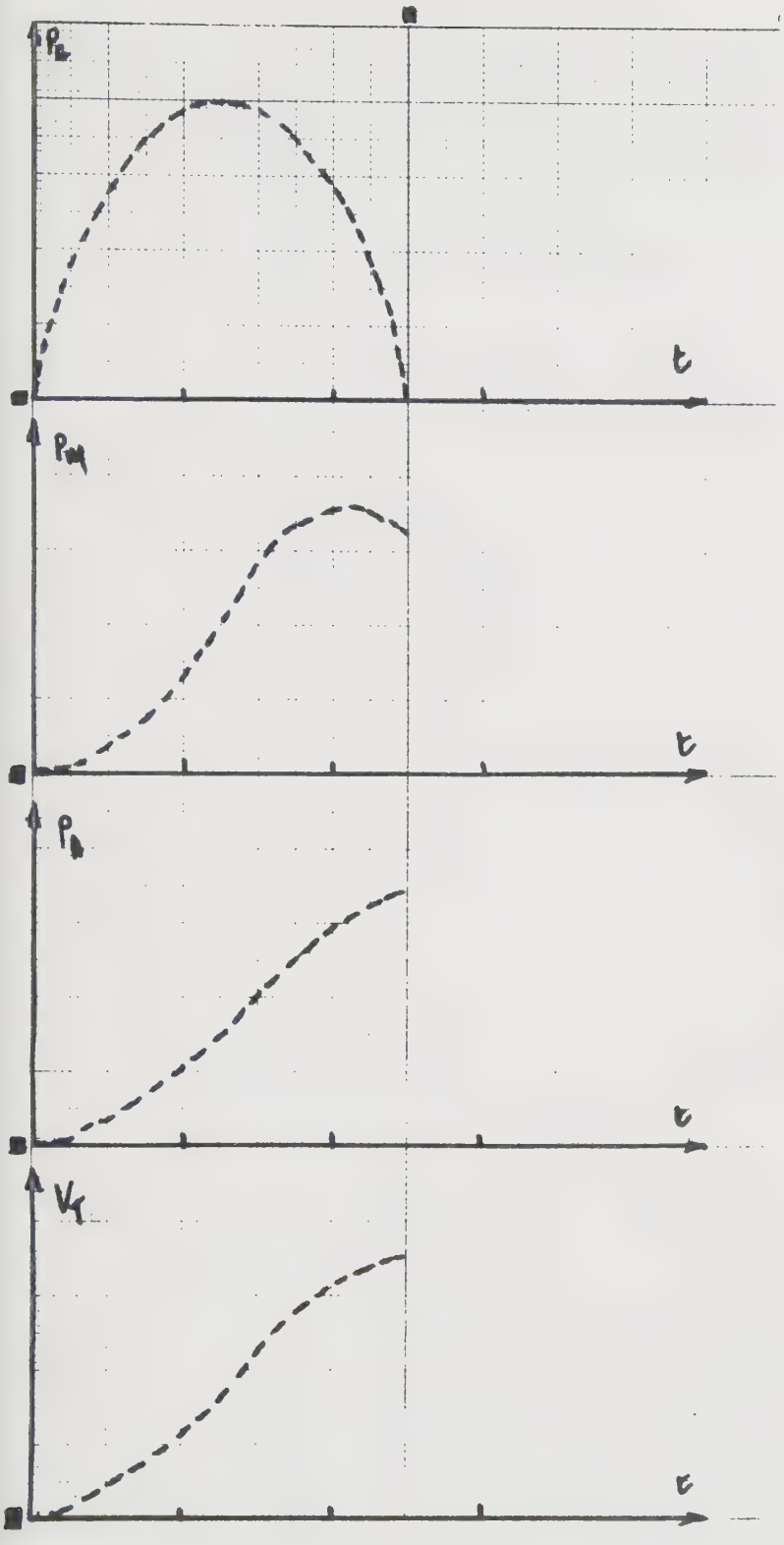
Le revers de la médaille est que les pressions résultantes, elles, peuvent varier avec ces conditions.

En pratique, ces différents caractères fonctionnels sont plus nuancés et les respirateurs ont généralement un fonctionnement intermédiaire se rapprochant selon les types, de l'un ou de l'autre des deux modes théoriques.

Il existe aussi des respirateurs fonctionnant en pression et débit non constants, mais il est toujours possible de rapprocher, au moins en partie, leur mode d'insufflation d'un des modes théoriques déjà décrits.

Il reste à définir le meilleur des deux, ce qui est difficile ; à priori, la solution des débits constants est satisfaisante : on sélectionne un débit, et on est certains d'obtenir un volume précis au bout d'un temps donné ; ce débit est, par définition, le minimum suffisant à la ventilation exigée, condition aérodynamique très favorable en ce qui concerne l'incidence des résistances et l'uniformité de la distribution.

Les pressions résultantes seront déterminées par les caractéristiques propres du sujet, à savoir sa compliance et sa résistance.



Courbes théoriques V, Pm, Pg, Vt. pour un générateur de pression non constante.
Ici, l'évolution de la pression motrice est sinusoïdale, mais est susceptible d'aboir beaucoup d'autres modes.
La distinction entre générateurs de pression non constante et de débit non constant peut se faire en considérant l'ordre de grandeur de la pression motrice et de la résistance interne du générateur, sans qu'il soit possible d'en tirer une règle absolue : on peut considérer que plus les valeurs des résistance interne et pression motrice se rapprochent de celles du sujet usuel, plus le générateur peut être défini comme un générateur de pression.

Or, celles-ci sont loin d'être invariables, même si l'on considère un cycle respiratoire isolé ; une altération rapide et transitoire de ces caractéristiques peut alors entraîner l'apparition de pressions intra-pulmonaires menaçantes, tant pour l'appareil respiratoire que pour l'appareil cardio-vasculaire.

La seule solution est alors d'interrompre l'insufflation, et l'avantage que l'on attendait est donc perdu.

Inversement, une amélioration des conditions rencontrées par l'appareil à débit constant ne se traduit que par une baisse des pressions régnant dans le circuit : le volume précédemment perdu ne peut être regagné.

Au contraire, la mobilisation gazeuse en pression constante entraîne l'asservissement, dans un sens ou dans l'autre, du débit aux conditions rencontrées ; l'altération ou l'amélioration de celles-ci entraînent l'ajustement immédiat du flux, dans une échelle de valeurs déterminée par le choix de la pression motrice.

On observe des débits instantanés élevés, uniquement en l'absence d'effets néfastes : l'apparition de ceux-ci entraîne la réduction de celui-là, et inversement.

De plus, le débit diminue avec le gradient de volume : les territoires les moins bien ventilés, donc majoritaires à la fin de l'insufflation, en bénéficient d'autant plus.

Le volume courant n'est plus fixe par rapport au temps, et oscille autour d'une valeur statistique.

Enfin, les pressions régnant dans l'arbre respiratoire ne peuvent, par définition, atteindre un niveau dangereux, car limitées à la pression motrice.

Malheureusement, un fonctionnement en pression constante authentique est, on l'a vu, difficile voire impossible à obtenir dans la gamme des fréquences et des volumes courants usuels.

On ne peut que l'approcher en utilisant des pressions plus élevées et avec un cyclage plus précoce que ne le voudrait la théorie, principalement du fait des résistances d'appareillage trop élevées ; on s'éloigne alors des pressions constantes pour se rapprocher des débits constants, en fait de façon limitée.

L'inertie de la machine s'en trouve néanmoins augmentée et l'asservissement des débits est moins efficace.

Ces considérations sont aussi valables en ce qui concerne les appareils à débit constant : l'adjonction fréquente d'un système de limitation de la pression résultante en deçà d'une valeur préétablie tend à les rapprocher du mode de fonctionnement en pression constante.

Les deux modes de fonctionnement se rencontrent plus ou moins également selon les catégories de respirateurs considérées.

Les principes des débits constants est souvent utilisé sur les appareils d'urgence, car il les rend relativement indépendants de leur charge, et donc faciles à régler ; en outre, la haute pression des sources de gaz portatives est facilement adaptable, par l'intermédiaire d'une résistance ad hoc, aux conditions de ce fonctionnement, sans autre appareillage : l'encombrement est faible et la maniabilité importante.

En revanche, les appareils à pression constante nécessitent, soit leur propre source de pression, soit des dispositifs aptes à transformer une haute pression extrinsèque, toutes choses qui supposent une complexité et un encombrement supérieurs ; il va de soi que le résultat et les possibilités d'adaptation le sont également.

Plus accessoirement, les pressions générées éventuellement durant la phase expiratoire sont régies par les mêmes principes.

Négatives, elles procèdent le plus souvent d'un générateur de pression constante ; positive, elles sont issues d'un frein qui induit un débit constant.

2. Cyclage.

Le second aspect essentiel du fonctionnement des respirateurs est le cyclage.

Les différents moyens technologiques par lesquels il est obtenu sont nombreux, mais leurs principes résident dans l'intervention d'un des trois paramètres majeurs : volume, pression et temps.

Théoriquement, ces trois paramètres sont liés, mais, suivant le principe de mobilisation gazeuse et les moyens technologiques employés pour l'obtenir, on peut envisager des combinaisons plus ou moins judicieuses en vue d'un fonctionnement correct.

Lors d'un fonctionnement en débit constant, le cyclage apparait relativement aisé à déterminer, quelque soit le paramètre déterminant : volume et temps sont constitutionnellement liés, et la relaxation en volume de ce genre d'appareil correspond aussi à un fonctionnement en fréquence libre.

Que le principe du respirateur soit manométrique ou volumétrique, l'un de ces deux paramètres est facilement mesurable : excursion dimensionnelle pour le premier, intégration des débits pour le second, ce qui ramène à un cyclage chronologique.

Les pressions résultantes, bien qu'assujetties plus ou moins étroitement aux gradients de volume, du fait de variations transitoires possibles, n'en restent pas moins quasiment linéaires dans leur évolution et sont également un paramètre de cyclage fidèle.

Quoi qu'il en soit, la pression est le paramètre conséquence du fonctionnement en débit constant : la sécurité exige une limite, et il peut être pratique et concevable, de réunir cette limitation et le cyclage. En pression constante, les choses apparaissent d'emblée moins simples : les volumes varient exponentiellement, et sont susceptibles de varier dans leur gradient final par rapport à un temps donné.

Les paramètres conséquences de l'insufflation sont le volume, les débits et les pressions elles-mêmes, pressions intermédiaires et alvéolaires. Ce ne sont plus les paramètres déterminants qui procurent, comme pour les débits constants, un cyclage sur quand au résultat attendu : tous les paramètres, dont l'évolution peut induire le cyclage de l'insufflation, sont conséquence de celle-ci, et variables avec les conditions rencontrées.

Il découle de ceci qu'aux éventuelles variations des conditions procédant du sujet répond une variation dans les résultats de l'application de la pression générée à l'ensemble, à savoir principalement le volume insufflé : pour retrouver le résultat attendu, le paramètre moteur doit être modifié dans son ordre de grandeur, ou appliqué plus longtemps, ce qui revient à modifier le cyclage.

Un cyclage par les pressions résultantes paraît peu satisfaisant, car la pression intermédiaire Pm, du fait des faibles résistances de la source, croit très vite dans ces conditions vers Pg : la marge de variation est faible pour un résultat qui, lui, varie simultanément dans une large échelle de valeurs ; la pression alvéolaire serait bien sûr un moyen plus fidèle, mais sa mesure directe est innaccessible à des moyens pratiques courants.

En relaxation de volume, le temps inspiratoire peut s'allonger jusqu'à l'arrêt complet du fonctionnement cyclique si les caractéristiques du sujet s'altèrent, et si la pression générée est alors insuffisante. En fréquence fixe, qui paraît être le meilleur mode,

le volume délivré est aussi susceptible de varier pour les mêmes raisons.

Donc, dans le premier mode de fonctionnement, la conjonction d'un débit constant et d'une limite de volume - à la rigueur de pression - ou de temps, assure la mobilisation d'une quantité de gaz stable pour un temps donné.

Dans le second mode, l'adaptation d'une pression et d'une limite de relaxation ne suffit pas : les deux autres paramètres conséquence du premier varient également : en relaxation de volume le temps est variable, en relaxation de pression temps et volume sont variables, en fréquence fixe le volume est variable.

En plus des conséquences, les résultats même sont altérés, et nécessitent un réajustement.

En pratique cette difficulté à obtenir un cyclage parfait des appareils à pression constante est atténuée du fait de l'aspect théorique de ce fonctionnement pur, et de l'approche plus ou moins notable de ces appareils vers les débits constants.

Néanmoins, et quel que soit le moyen de cyclage utilisé, une variation de la charge de la machine amène une variation des résultats de la ventilation obtenue et appelle une correction du paramètre moteur, ce qui n'est pas le cas avec les débits constants, où une limitation ne peut être que voulue, et pour des raisons autres que spirométriques.

Il est de fait que la modification des paramètres récepteurs rend obligatoire la modification, et du paramètre cycleur, et/ou du paramètre effecteur, ce qui n'advient pas en débit constant où le seul inconvénient à craindre est l'aggravation d'une conséquence annexe.

La pratique, peu compatible avec un fonctionnement pur en pression constante, ne connait pas de situation spécifiquement insoluble sur ce plan ; il n'empêche que, quel que soit le moyen de cyclage adopté, tout appareil approchant du principe des pressions constantes est assujetti à ces conditions.

L'idéal est d'appliquer la plus petite pression génératrice - et donc les plus petits débits instantanés - dans le minimum de temps, pour le plus grand volume possible ; on ne peut que faire un compromis tenant compte des variations éventuelles des caractéristiques du sujet.

Le cyclage des temps expiratoires utilise en règle deux principaux paramètres, nullement incompatibles : en temps, et le fonctionnement est alors automatique, et en pression, et l'appareil est asservi au sujet, déclenché par la dépression que celui-ci induit lors d'un mouvement inspiratoire.

Dans tous les cas, les dispositifs de séparation des circuits inspiratoire et expiratoire reliés au sujet sont naturellement asservis au moyen de cyclage, quel qu'il soit.

3. Circuits avec dispositifs annexes.

Les dispositifs annexes fournissent principalement les moyens d'obtention des conditions hygrométriques correctes malgré le court circuit des voies aériennes supérieures, et une composition donnée des gaz insufflés.

Les premiers procèdent soit de l'humidification, soit de la nébulisation. L'humidification revient à saturer les gaz insufflés en vapeur d'eau ; ces gaz proviennent soit de l'extérieur, soit de moyens de conditionnement dans lesquels ils sont comprimés et secs;

ils sont donc dans ces deux cas insuffisamment humidifiés.

De plus, dans l'alternative de gaz comprimés, la détente subie entraîne une baisse de température importante, ce qui suppose une saturation en eau quasiment nulle : non content d'humidifier les gaz, il faut de plus et simultanément les réchauffer, et tout dispositif d'humidification doit comporter une source de chaleur pour qu'un résultat appréciable soit obtenu.

Un dispositif mineur, mais pratique, est le "nez artificiel" qui correspond à l'introduction, dans la partie distale du circuit commune aux voies inspiratoires et expiratoires, d'un échangeur à grande surface récupérant la chaleur et l'humidité des gaz expirés pour les céder aux gaz insufflés, ceci au prix d'une légère augmentation de l'espace mort d'appareillage.

Les humidificateurs sont limités par les lois physiques régissant les tensions de vapeur d'eau.

Un autre principe est la nébulisation, par lequel l'eau est administrée non plus à l'état gazeux, mais à l'état liquide, en particules de très petite taille, en règle de l'ordre du micron.

On peut obtenir ces nébulisants par différents moyens dont les principaux sont la pulvérisation à haute pression, et les ultrasons.

Ces nébulisats ne sont plus quantitativement limités par les tensions de vapeurs saturantes, et les quantités d'eau délivrées peuvent être très importantes, parfois même dangereuses.

Un autre avantage des nébulisats réside dans la possibilité d'adjonction médicamenteuse à l'eau utilisée : c'est un avantage certain, pour le traitement chimique in situ de désordres pulmonaires organiques comme fonctionnels.

Mais là aussi, une certaine circonspection doit être de règle : un nébulisat assez finement réalisé pour pénétrer profondément l'arbre bronchique peut atteindre l'alvéole, et ceci revient à pratiquer une véritable administration intra-veineuse, si les caractères physicochimiques de la substance administrée lui permettent de traverser la membrane alvéolo-capillaire.

4. Composition des volumes.

La composition des gaz insufflés, bien que n'étant pas un facteur nécessaire à l'insufflation, est également essentielle lorsqu'il faut pratiquer la ventilation artificielle pour une durée notable. Dans l'immense majorité des cas, du fait de l'insuffisance respiratoire ayant entraîné l'application de moyens mécaniques, et du moindre rendement de ceux-ci vis à vis de l'acte respiratoire normal, une oxygénothérapie est instituée.

On a vu que cette oxygénothérapie, lorsqu'elle est importante, est susceptible d'aggraver les lésions anatomiques et le déficit fonctionnel du poumon ventilé : il convient donc d'en doser précisément l'administration. C'est ici qu'apparaît le grand reproche que l'on peut faire aux appareils manométriques : au contraire des volumétriques, ils ne délimitent pas dimensionnellement le volume insufflé, ce qui rend la composition de celui-ci au premier chef immuable : c'est celle des gaz moteurs de l'insufflation.

On aura donc 100% d'oxygène si la source est l'oxygène comprimé, et 20% s'il s'agit de l'air.

Des moyens divers ont été créés pour palier à cet inconvénient : la plupart consistent en injecteurs basés sur l'effet venturi, qui entrainent une certaine dilution du gaz moteur pur par un mélange quelconque.

Mais la variation des paramètres récepteurs entraîne la varia-

tion du rapport quantitatif des deux sources, et une composition stable est alors aléatoire.

Néanmoins dans le cas d'une alimentation principale par air comprimé, il est relativement facile d'enrichir le volume insufflé en oxygène, à l'aide d'un circuit annexe raccordé au circuit principal.

Les mélanges obtenus ainsi sont encore loin d'être composés très précisément, et entraînent la nécessité d'un contrôle sinon idéalement physique, du moins biologique.

Une bonne partie des ventilations mécaniques peut s'accomoder de ce degré de précision : il est de toutes façons hautement préférable d'enrichir d'oxygène un volume d'air insufflé plutôt que de diluer un volume moteur d'oxygène avec de l'air.

Les appareils volumétriques sont, bien sûr dans leur quasi totalité affranchis de ces servitudes, étant pourvus d'une enceinte délimitant le volume d'insufflation dans laquelle tous les mélanges sont possibles.

II (c) Proposition d'un modèle de banc d'essai.

I. Domaine et limites.

a. Physiques : expérimentales
b. Physiopathologiques : Interprétation.

2. Moyens actuels.

a. Extraction des données.
b. Simulation respiratoire.

3. Constitution

a. Caractères constitutionnels
- classification
- technologie

b. Caractères statiques
- moteurs : ajustables et constants
- Composition des mobiles : gazeuses et acqueuse.

c. Caractères dynamiques
- Charge constante : principes moteurs, cycleurs et possibilités maximales.
- Charge variable : compliance, résistance, compliance + résistance, conséquence de la conservation de V, charge dissociée.

I. Domaines et Limites.

Les moyens d'étude du "hardware" de la ventilation artificielle se devraient d'être aussi nombreux que possible : ainsi, les comportements d'une machine donnée vis-à-vis de situations diverses seraient, dans une certaine mesure, prévisibles.

Bien plus qu'une appréciation de valeur absolue, très difficile lors de l'utilisation clinique, et donc encore plus hasardeuse avant celle-ci, où interviennent de nombreux facteurs subjectifs, une étude expérimentale étendue peut donner de précieuses indications quant à la valeur d'un appareillage relativement à la situation qui lui est imposée.

Les constructeurs de respirateurs ont le plus grand soin de l'efficacité de leurs machines, mais leur attention s'adresse plutôt aux problèmes technologiques, ce qui est bien légitime, dans le but d'obtenir une fiabilité et une facilité d'utilisation satisfaisantes.

L'aspect physiologique du problème apparaît moins considéré, une fois que les grands principes de fonctionnement sont choisis ; on peut même parfois s'interroger sur la primauté de ce choix, et il est vraisemblable que les domaines respectifs délimités par les exigences technologiques et physiologiques sont fréquemment intriquées.

Quoi qu'il en soit, on a vu que certaines solutions physiques sont susceptibles d'être plus ou moins adaptées à certains cas précis ; une simulation expérimentale de ces différents cas peut être alors une aide au choix de l'utilisateur qui connaît ses besoins, en ce qui concerne l'appareil et la meilleure façon de l'utiliser dans un cas donné.

Il faut donc réaliser une "carte d'identité" de la machine en

cause, qui permette au clinicien de prévoir, dans une certaine mesure, les conséquences issues de celle-ci dans la majorité des situations prévisibles.

Déjà, l'étude théorique fait dégager les grands modes de fonctionnement d'un appareillage, avec un classement précis ; en second lieu, des essais expérimentaux permettent de se rapprocher des conditions réelles d'utilisation et de vérifier certaines hypothèses théoriques ci-dessus mentionnées.

Cet ensemble peut alors autoriser une extrapolation mesurée vers la clinique, en dégageant les indications et les modalités de mise en oeuvre privilégiée d'un respirateur donné, l'évolution d'une situation réelle, reproduite expérimentalement, pouvant indiquer à priori la meilleure intervention possible pour la correction attendue.

Pour constituer ce banc d'essai, il faut obligatoirement délimiter les domaines qui lui sont accessibles.

On a vu les principales exigences mécaniques d'une ventilation automatique satisfaisante, lesquelles se rapportent principalement à l'insufflation, au cyclage, à la composition des gaz ventilés.

Dans une même rubrique, certaines caractéristiques sont quantitatives, d'autres sont qualitatives ; ces caractéristiques seront statiques ou constitutionnelles, touchant par exemple le mode d'insufflation et le gradient de la force motrice disponible, ou le mode de cyclage et son résultat chronologique.

Toutes ces données relativement bien accessibles expérimentalement, sont en fait peu significatives quant à l'évolution d'un fonctionnement réel ; elles ne donnent d'indications que sur l'ordre de grandeur et la qualité d'un paramètre, toutes choses étant égales par ailleurs, et ne traduisent pas l'éventuelle évolution

simultanée de ces paramètres lors d'une insufflation réelle.

Pour ce but, il faut faire intervenir le facteur temps, et provoquer une variation des conditions résultant d'une insufflation, conditions recréées artificiellement, aussi proches que possible de la réalité ; comme dans le domaine des observations physiologiques, il est absolument évident qu'un respirateur ne peut être valablement étudié sans la charge pour laquelle il a été créé, l'une agissant sur l'autre et inversement. Il est donc nécessaire de lui appliquer cette charge réceptrice, c'est à dire recréer par des moyens matériels l'équivalence d'un appareil thoracopulmonaire humain ; ceci permet, d'une part, d'examiner l'évolution du résultat de l'action d'un appareil consécutivement à la modification du récepteur, d'autre part l'évolution de ces résultats avec la modification des propres caractéristiques de cet appareil ; cette dernière possibilité était déjà présente avec la notion d'essais statiques sans charge réceptrice, mais elle ne concernait alors que des paramètres causes, déterminant l'insufflation, et non conséquence de cette insufflation ; la première possibilité, peut, elle, être considérée comme strictement dynamique, étant données les difficultés pratiques à réajuster constamment un ensemble d'éléments de mesure précis.

Cette juxtaposition générateur-récepteur est la seule, du moins expérimentale, qui permette d'observer simultanément les évolutions et les rapports des différents paramètres de l'insufflation réalisée.

Mais une telle observation comporte des limites, du fait de la nature artificielle de la charge adoptée : ce qui fait sa parfaite reproductibilité, sa constance, et l'évidente facilité du choix de ses caractères, est aussi à l'origine de sa signification mesurée : l'observation en clinique humaine ou l'expérimentation animale, ont un domaine qualitatif beaucoup plus étendu, à défaut d'une rigueur similaire.

La difficulté à reproduire par des moyens artificiels des phénomènes physiologiques vient ici limiter l'acuité de l'observation : en l'état actuel de la technique, il apparaît très difficile de simuler mécaniquement un appareil respiratoire composé par l'intrication, jusqu'au niveau microscopique, d'une structure aérienne et d'une structure vasculaire dont les états dimenssionnels et fonctionnels sont en perpétuelle évolution, sous l'influence de multiples facteurs extrinsèques à cet appareil. On sera donc tenu de se limiter à la partie la plus accessible de cet ensemble ; à savoir ce qui touche aux phénomènes aérodynamiques. Mais là encore, recréer artificiellement un ensemble de quelques trois cents millions d'alvéoles, alimentés par trente mille bronchioles terminales, est illusoire.

On ne peut donc que délivrer un résultat statistique, simplifié, qui ne tiendra compte que de phénomènes globaux ; ainsi, la quasi totalité des questions concernant l'uniformité de la distribution gazeuse, les modifications des rapports ventilation sur perfusion, resteront inexplorées car, déjà difficilement interprétables dans le cadre de l'expérimentation biologique, elles sont pour l'instant non reproductibles par des moyens mécaniques.

Par contre, les phénomènes aérodynamiques globaux permettent une approche plus satisfaisante ; on a vu que l'appareil thoracopulmonaire réel peut être assimilé à la juxtaposition d'une compliance et d'une résistance dont les ordres de grandeur sont assez aisément mesurables. Il est alors possible de reproduire ces caractères, dans leurs gradients et leurs évolutions par l'intermédiaire d'éléments physiques capacitifs et résistifs.

Le problème de la simulation d'un appareil thoracopulmonaire normal ou pathologique, en vue de reproduire à volonté les conditions issues de celui-ci, pour observer sans risques humains les réactions d'un appareillage, est en effet assez complexe pour que

l'on soit limité le plus souvent à la reproduction des facteurs mécaniques de la ventilation, sans considérer les aspects hémodynamiques et biologiques.

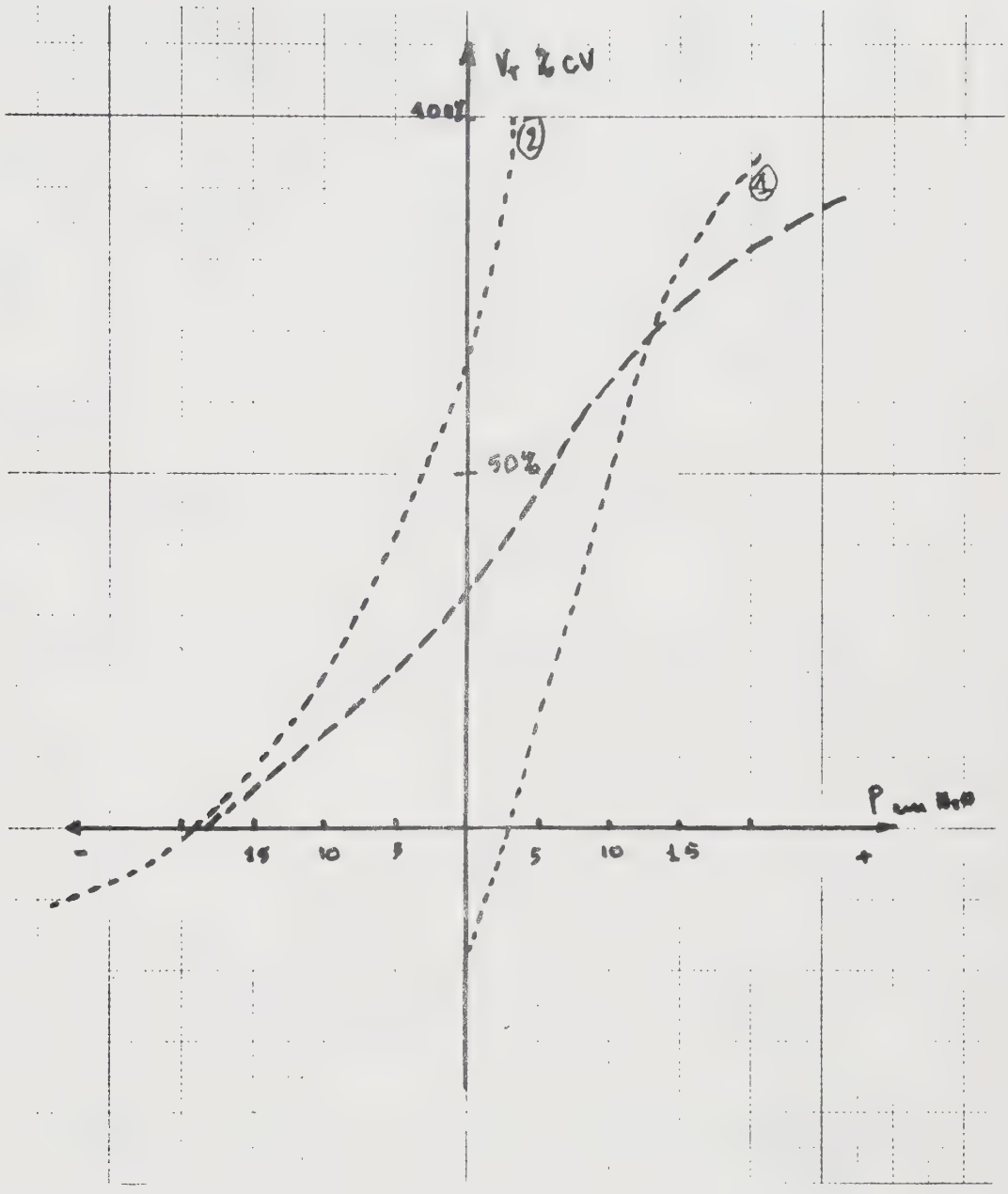
A ce prix, on peut envisager l'obtention d'une simulation grossière mais fidèle de ces caractères aérodynamiques par des moyens physiques. Ces simulateurs thoracopulmonaires consistent donc en un système élastique capable d'admettre une certaine quantité de gaz, en échange de gradients de volume et de pression donnés ; il suffit d'obtenir physiquement l'évolution des paramètres relevés dans la réalité physiologique, ce qui implique l'existence d'une certaine résistance en régime dynamique.

2. Moyens actuels.

Le problème de l'obtention de ces résistances similaires à celles du poumon réel ne semble pas extrêmement complexe ; les causes primitives sont les mêmes, d'origine dimensionnelle et aérodynamique; il suffit d'obtenir des résistances induisant un écoulement mixte, laminaire et turbulent, induisant des variations de gradient de pression de même allure en fonction du débit appliqué, ou inversement.

L'obtention d'une compliance quasi réelle semble moins aisée : la compliance thoracopulmonaire naturelle étant le plus souvent considérée comme la résultante de deux compliances dont le sens algébrique est variable avec l'état dimensionnel.

La création d'un matériau d'une élasticité comparable à celle des tissus pulmonaires étant problématique, on utilise pour ce faire l'air contenu dans une enceinte fermée ; la compliance de l'air étant beaucoup plus basse que celle du poumon, on est conduit à utiliser des volumes relativement importants : pour une compliance de I00 ml/mB, valeur réelle courante, il faut une enceinte contenant 100 litres d'air - la compliance spécifique de l'air étant de 1 ml/mB.



Courbes de relaxation de l'appareil thoracopulmonaire.
Les courbes en pointillé sont les courbes des composantes pulmonaires (1) et thoraciques (2), qui forment ensemble la courbe globale.

(d'après Rahn)

Du fait de la grande quantité de gaz mise en cause, il faut viser à supprimer les conséquences thermodynamiques de la compression de ce volume, pour que le fonctionnement soit isothermique.

Dans ces conditions, on obtient une charge présentant une compliance et une résistance sélectionnables et de valeurs constantes, en relevant l'évolution des paramètres aux différents niveaux de l'ensemble simulateur-machine, et par traitement logique de ces données, les résultats et les conséquences du fonctionnement étudié sont disponibles.

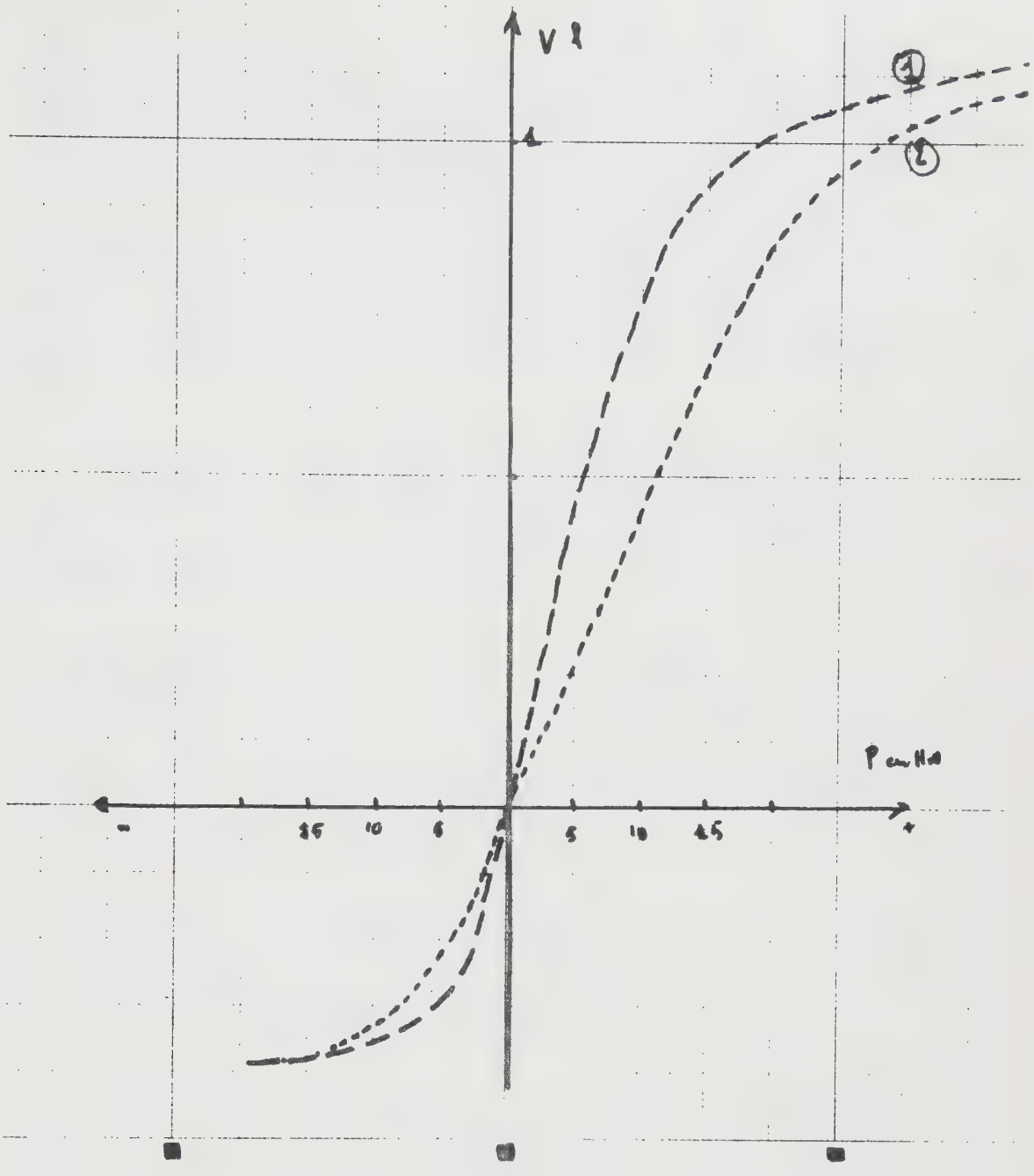
Il reste à déterminer la valeur analogique d'un tel ensemble, en regard de la fonction respiratoire naturelle.

La plupart des simulateurs thoracopulmonaires existants sont composés d'une ou plusieurs enceintes isothermes, reliées aux machines à tester par l'intermédiaire de résistances de principe variables.

La compliance résultante d'un montage de ce type est linéaire ; ce n'est pas le cas de la réalité, qui montre une variation linéaire uniquement dans la partie moyenne des excursions volumétriques réalisées, la courbe complète affectant grossièrement la forme d'une hysteresis dans les parties extrêmes de l'échelle de variation.

Un simulateur de ce type ne délivre donc d'approximation valable que dans une partie seulement des variations de pression et/ou de volume qu'il est nécessaire d'induire ; pour obtenir une variation plus proche de la physiologie, il faut, comme dans la réalité, juxtaposer plusieurs compliances, qui interagissent entre elles.

La simulation des résistances pulmonaires doit faire également tenir compte du fait de la présence des deux régimes d'écoulement aérodynamique dans l'appareil bronchopulmonaire naturel ; les résistances matérielles disponibles sont plus univoques dans



Courbes de relaxation d'une des deux unités qui forment le simulateur pulmonaire utilisé.
La forme est similaire à celle de la courbe physiologique, la relation pression-volume étant, comme dans la réalité, non linéaire.
Les deux courbes correspondent à deux compliances globales différentes :
en (1), C = 100 ml/mB, en (2) , C = 55 ml/mB.

leurs caractéristiques : linéaires, elles induisent un écoulement laminaire, au contraire des résistances à diaphragme, dont l'action se traduit par un écoulement toujours turbulent.

Les moyens de mesure permettant de traduire les résultats des expérimentations dont les limites viennent d'être définies sont variés, et généralement de performances largement suffisantes eu égard à ces mêmes limites.

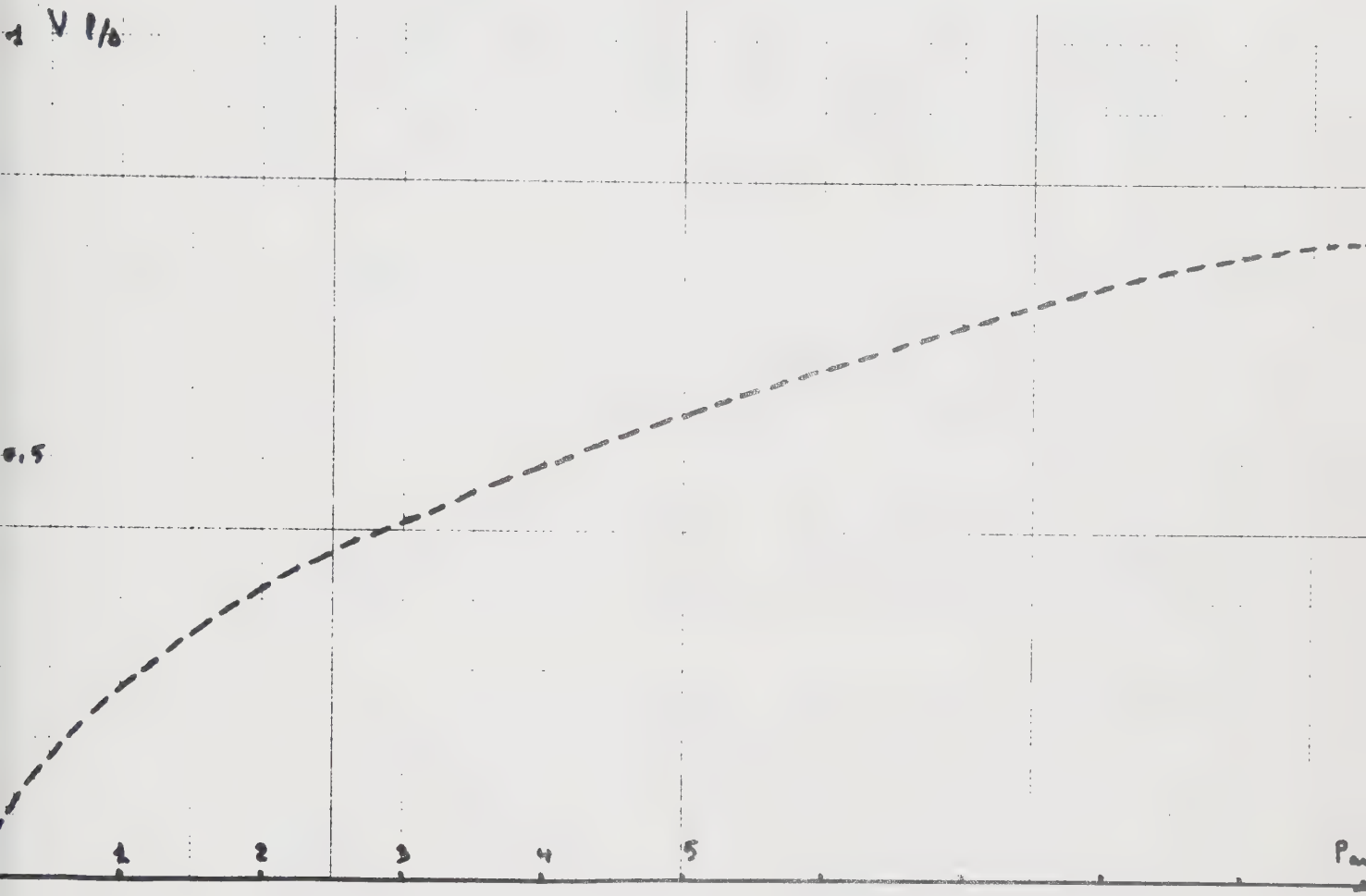
Ils consistent essentiellement en dispositifs permettant la mesure de pressions, de débits et de volumes ; ces dispositifs peuvent être mécaniques ou plus élaborés, comportant un traitement électronique des données primitives.

Leur précision est le plus souvent suffisante pour les degrés d'approximation recherches du fait du caractère variable des données issues de l'utilisation réelle ; on vient de voir que la simulation proprement dite de l'aérodynamique thoracopulmonaire apparaît plus complexe dans sa réalisation.

La majorité des simulateurs construits jusqu'à présent présentent des caractéristiques dont l'évolution est linéaire, tant en ce qui concerne les compliances que les résistances.

Il importe donc de reproduire plus fidèlement le comportement global de l'appareil respiratoire : en ce qui concerne la compliance, recréer artificiellement la conjonction des composantes pulmonaires et thoraciques lesquelles, lors de l'accroissement de volume, ont des rapports dont le résultat est variable.

Pour ce qui est des résistances, juxtaposer les régimes d'écoulement laminaire et turbulent comme le veut la réalité, ce que n'effectuent pas les résistances linéaires utilisées jusqu'à présent.



Relation-débit-perte de charge pour une résistance du type à orifice. L'évolution de la perte de charge est superposable à celle issue de la résistance des voies aériennes, calculée par Roher et mesurée par Otis, la différence ne portant que sur les ordres de grandeur respectifs. La courbe ci-dessus caractérise une résistance à diaphragme d'un diamètre de 6 mm ; pour obtenir une analogie quantitative, cette résistance doit être plus faible, ou juxtaposée parallèlement à une autre résistance, par exemple de même valeur.

Un travail a été effectué dans ce sens par le laboratoire national d'essai des Arts et Métiers qui a abouti à la réalisation d'un simulateur thoracopulmonaire dont les premiers éléments et expériences avaient fait l'objet d'une communication au Congrés 1970 de l'organisation de l'Association Internationale de Normalisation, par son créateur M. Lavaud.

Cet appareillage, actuellement achevé, présente des solutions intéressantes aux problèmes soulevés dans cette étude ; la compliance est obtenue, non plus par utilisation exclusive de l'air, mais par la conjonction de celle-ci avec celle d'une membrane souple, laquelle définit par la même occasion un volume pulmonaire.

La limite matérielle de ce volume est assurée par une butée dont l'influence est variable avec l'état volumétrique de l'ensemble ; pratiquement, l'appareil se décompose en les parties suivantes :

- Une cuve de capacité importante, rendue thermiquement inerte par adjonction d'un matériau métallique de grande surface.
- Une membrane fermant cette cuve, dont le débattement vers l'intérieur de cette cuve est limité par un plan non étanche ; plus le débattement est important, plus la surface de contact de cette membrane avec le plan est importante, et plus faible est la "portion compliante" de la membrane.
- Un espace au-dessus de cette membrane, relié au générateur éventuel par l'intermédiaire de résistances variables et multiples; dans cet espace, au-dessus de la membrane, un autre plan de butée limite le débattement supérieur.

On définit donc, sur le plan dimensionnel :
- Un espace mort, déterminé par les conduits d'accession à la chambre supérieure.
- Un volume résiduel, partie supérieure de cette chambre, jusqu'au plan supérieur de butée.

- Un volume de réserve expiratoire, entre le plan supérieur de butée et la membrane.
- Un volume de réserve inspiratoire, entre la membrane et le plan inférieur.
- Une "chambre compliante" dont le rôle n'est que fonctionnel, sous le plan de butée inférieur.

Le résultat obtenu par compression de cet appareillage, sous la forme d'une courbe de relaxation pression/volume, montre une variation très proche de celle obtenue en physiologie.

Un fait important est à retenir : si la membrane joue un rôle dans l'analogie dimensionnelle des différents espaces qu'elle délimite, il n'en est pas de même dans le domaine fonctionnel ; sa compliance propre ne représente pas la compliance pulmonaire, de même que la chambre qui lui est sous-jacente ne représente pas la compliance thoracique.

Les deux grandeurs sont ici indissociables et participent chacune dans la genèse de l'ensemble résultant.

Les volumes pulmonaires sont réglables par changement des dimensions des enceintes supérieures ; la modification du volume de la chambre inférieure entraîne la variation de la compliance globale.

Les résistances adaptées à cet ensemble sont obtenues par diaphragmes, et induisent par conséquent un écoulement toujours turbulent ; néanmoins, la présence de conduits de liaison après ces résistances rétablit sans doute les conditions mixtes de l'écoulement réel ; quoi qu'il en soit, les courbes pression/débit qu'elles permettent d'obtenir sont approximativement superposables aux résultats des mesures physiologiques. L'appareillage de mesure adjoint à ce récepteur est composé d'éléments électroniques et capte primitivement des pressions :

- Pression avant intervention des résistances, qui représente la pression intermédiaire Pm ou "pression à la bouche".
- Pression après résistance, que l'on peut assimiler à la pression intra-trachéale.
- Pression au-dessus de la membrane, représentant la pression alvéolaire. Une autre pression est enfin relevée, qui règne dans l'enceinte compliante, sous la membrane ; elle correspond au gradient de volume de la chambre supérieure, lui étant directement proportionnelle du fait de l'inertie thermique réalisée.

La dérivée de cette grandeur, effectuée par traitement électronique, correspond alors au débit régnant à chaque instant dans le récepteur ; ceci est différent des méthodes habituelles, dans lesquelles l'appareil de mesure est un pneumotachographe, dont les mesures de pression procèdent des mêmes principes, mais dont la mesure dynamique primitive est le débit avant le récepteur, le volume obtenu étant alors extrait par intégration électronique.

Le désavantage de ce dernier procédé réside dans le décompte des volumes compressant l'espace mort et le circuit inspiratoire, alors que la dérivation des volumes réels n'en tient pas compte ; néanmoins, on peut arguer sur le fait que la mesure clinique courante est, elle aussi, soumise à cet état de fait, et que le pneumotachographe présente une inertie inférieure plus favorable à la reproduction des phénomènes transitoires ; cette dernière condition entraînant aussi une instabilité des traces obtenues, qui les rend un peu moins clairs et lisibles.

3. Constitution.

On peut dès lors composer la liste des caractères qu'il sera particulièrement intéressant de relever ; le domaine des caractères constitutionnels peut comprendre : d'une part la classification qui résulte de l'examen des diagrammes et des plans contemporains

de la conception de la machine. Cette classification peut déjà être un facteur d'orientation dans les indications et les performances éventuelles de l'appareil ; on peut aussi considérer que cette classification permet d'induire la soumission du matériel à certaines épreuves spécifiques à son groupe théorique, car il importe que cette galerie d'épreuves conserve une certaine souplesse vis à vis de la variété des appareils examinés.

Par exemple, des mesures touchant à la composition des gaz ventilés ne sont d'aucun intérêt sur une machine volumétrique, et par contre essentielles en ce qui concerne un appareil manométrique.

Cette classification porte donc sur le cyclage, reprenant ainsi la classification proposée par M. Cara, le mode théorique d'insufflation, tel que le conçoit W. Mushin, et le principe physique par lequel cette insufflation est effectuée ; on examine ensuite les compositions possibles des gaz ventilés, ainsi que la possibilité, et éventuellement le mode d'adjonction d'eau à ces gaz.

Les caractéristiques motrices de l'expiration moins essentielles, seront aussi répertoriées lorsque inexistantes.

Un deuxième chapitre de cet examen théorique, dit technologique, vise à considérer les appareillages plus prosaïquement sous l'angle de la mise en oeuvre et de la maintenance ; il concerne principalement :

- La source d'énergie employée par l'appareil ; aussi bien la source nécessaire à son fonctionnement que la ou les sources facultatives, susceptibles de remplacer la première ou utilisée à des fins secondaires.

Il est bien entendu que la source principale est ici conçue comme celle nécessaire à un ensemble d'insufflations commandées par

un organe de cyclage effectif.

- La situation des circuits de raccordement, qui peuvent être extérieur au générateur proprement dit, intérieurs ou en situation mixte; il va de soi que ces circuits ne sont jamais, à fortiori, complètement intérieurs à la machine : seront considérés comme intérieurs au générateur, les circuits ne présentant aucun accessoire extérieur, composés uniquement de conduits.

- Les caractéristiques dimensionnelles, à savoir encombrement et poids, qui peuvent être d'une importance pratique non négligeable ; on distinguera schématiquement trois classes :lourds, légers et intermédiaires.

- La chaîne de transmission énergétique, depuis la source jusqu'au résultat fourni, tant en ce qui concerne le cyclage que l'insufflation, les principes moteurs de l'insufflation peuvent être mécaniques, fluidiques - c'est-à-dire pneumatiques,- ou mixtes : les principes du cyclage peuvent être de nature mécanique, fluidique ou électrique.

Chacun de ces qualificatifs doit évidemment être considéré dans sa signification la plus large : sera pris en compte dans une étape de transmission celui dont l'intervention est majoritaire.

- Les dispositifs de sécurité concernant les problèmes énergétiques et la fonction d'insufflation : limitation de pression, cyclage et fonctionnement général.

Le deuxième volet de l'examen concerne la vérification expérimentale des caractéristiques statiques, constitutionnelles, déduites ou extrapolées des données précédemment recueillies ; seront examinés l'insufflation et la composition des mobiles insufflés.

Le mode d'insufflation déduit lors de l'examen théorique est

alors quantifié, dans l'échelle des valeurs du principe moteur, dans les constantes d'appareillage qui l'accompagnent, (résistance interne et espace mort de compression ou compliance d'appareil) ; il sera alors possible d'apprécier précisément vers quel fonctionnement théorique la machine doit être classée.

Eventuellement, les variations de composition gazeuses seront examinées, dans leur importance et leur évolution.

Les caractères des dispositifs d'adjonction acqueuse seront testés, dans leur efficacité vis à vis de conditions plus ou moins favorables, les résistances des circuits expiratoires feront aussi l'objet d'une mesure, ainsi que les dépressions expiratoires éventuellement utilisables. Enfin, les caractères dynamiques et fonctionnels seront examinés par le biais de simulateurs thoraco-pulmonaires ; seront examinées, tant le résultat-ventilation minute, volume courant que les conséquences, sur les paramètres d'insufflation et de cyclage.

Les possibilités maximales dynamiques, pour ce qui est de la ventilation et du volume courant seront relevées, ainsi que la valeur des paramètres résultants.

Dans un second temps, on fera varier les caractéristiques de la charge, isolement puis concurremment : les conséquences sur les résultats et les phénomènes annexes seront examinées, puis les appareillages modifiés dans leurs réglages, de façon à retrouver le résultat initial, pour la moindre majoration des phénomènes secondaires considérés indésirables. Enfin, la juxtaposition de deux charges inégales sera effectuée, pour la recherche des meilleures interventions susceptibles de corriger la différence des résultats obtenus.

III (a) Matériel utilisé.

I. Objets : respirateurs examinés

II. Moyens d'étude

III. Méthodes.

1. Respirateurs examinés.

La série de manipulation effectuée n'est pas exhaustive, ni dans ses objets, ni dans ses méthodes, et ne représente qu'un exemple à généraliser.

Plusieurs respirateurs sont examinés, et ont été choisis, entre autres raisons, pour leurs caractères représentatifs de catégories de machines différentes, et normalement utilisées en pratique courante.

On a ainsi choisi un respirateur lourd, le Spiromat 661, similaire dans sa technologie à d'autres appareils tels l'Engstroem, le SF4, le MMS 104, largement répandus en France.

C'est un appareil fonctionnant en fréquence fixe ; il est de type volumétrique : le volume insufflé est délimité par un soufflet. La pression motrice, issue d'une turbine mue par un moteur électrique à vitesse constante, et ajustée par une fuite réglable, est constante.

La quasi totalité des paramètres de l'insufflation est ajustable; le cyclage électronique permet la sélection d'un rapport inspiration/expiration quelconque, ce qui, combiné avec le réglage manuel de la fréquence et l'existence d'un déclenchement par dépression, permet toutes les combinaisons de cyclage possibles.

Le volume courant, ainsi que la pression motrice, sont directement ajustables également.

Des pressions expiratoires positives et négatives, peuvent être générées.

Un statif satellite de l'appareil proprement dit supporte les

appareillages annexes d'humidification, de chauffage et de mesure des pressions et volumes.

Le grand nombre de paramètres directement accessibles laisse augurer d'une grande souplesse d'utilisation.

Le grand volume extérieur à l'appareil peut faire aussi prévoir un espace mort d'appareillage important et peut être une résistance interne relativement élevée, tendant à l'éloigner dans la pratique de son mode théorique de fonctionnement.

Le second appareil examiné est le Bird, qui est l'antithèse du premier sur bien des points.

C'est un respirateur très léger, peu encombrant, manométrique, dont le mode de cyclage s'effectue primitivement par relaxation de pression, au moyen d'une bascule bistable à commande pneumatique.

En fait, ce mode peut être changé sur certains types d'appareils, pour un mode en fréquence fixe, par intervention de cellules pneumatiques à constante de temps.

Le régime d'insufflation peut être sélectionné, soit à débit constant, par l'intermédiaire d'une forte résistance, soit en pression constante, par l'adjonction d'un injecteur du type Venturi.

Les paramètres directement accessibles sont la vitesse d'insufflation, ou la pression motrice suivant le type de fonctionnement, la limite de pression d'insufflation, et éventuellement la durée de cette insufflation.

Dans tous les cas, la durée expiratoire peut être fixée, et un auto-déclenchement est toujours possible.

Les circuits extérieurs sont d'importance modeste, et une valve active d'aiguillage leur est adjointe.

Le troisième respirateur étudié est le MMS I07, qui occupe une position intermédiaire entre les deux appareils précédemment décrits. Il peut être classé dans la catégorie des appareils légers, bien qu'étant plus encombrants que les Bird.

Il semble néanmoins plus simple d'emploi que ces derniers, le nombre de paramètres accessibles étant moins élevé.

Le cyclage est obtenu par des moyens électroniques, en fréquence fixe : le rapport insuflation/exsuflation est néanmoins fixé à 1/2. L'insufflation est effectuée à débit constant : l'appareil est manométrique, et module une haute pression par des résistances élevées. Une pression négative expiratoire, ainsi qu'un auto-déclenchement peuvent être mis en oeuvre.

Ce respirateur est pourvu d'une valve d'aiguillage active ; le volume des circuits extérieurs est notable, sans être toutefois aussi important que celui des circuits des machines lourdes.

Il nécessite par ailleurs deux sources d'énergie distinctes : pneumatique pour l'insufflation, et électrique pour le cyclage.

Le dernier respirateur étudié est le Bird Mk I4+6.

Cet appareil se compose d'un générateur similaire au Bird Mk8, le Mk 14.

Ce générateur fonctionne uniquement en pression constante, et est pourvu de la capacité de générer une pression motrice additionnelle après une durée variable d'insufflation normale, durée qui est ajustable.

La conjonction de ce dispositif avec le cyclage barométrique

normal permet un cyclage chronologique de l'insufflation.

Ce générateur insufflé dans une enceinte étanche contenant un soufflet qui,lui, insuffle les gaz à ventiler.

Cet ensemble est donc l'extension volumétrique des générateurs manométriques Bird, et fonctionne en pression constante, avec toutes possibilités de cyclage, par pression, volume ou temps, et se trouve apte à ventiler un mélange de gaz quelconques, y compris l'air ambiant. Du fait de la nature essentiellement pneumatique et mécanique des différents organes moteurs et cycleurs, les ajustements sont moins aisés et précis que dans le cas d'appareils plus lourds, comme le Spiromat précédemment décrit.

En revanche, la maintenance semble plus aisée, et l'appareil est plus facilement transportable.

I. Matériel d'étude.

Le matériel de mesure utilisé consiste en capteurs de pression à jauges de contrainte, traduisant les gradients de pression graphiquement, par l'intermédiaire d'amplificateurs électroniques, et d'un enregistreur.

Les résistances variables utilisées se composent d'un groupe de résistances à diaphragmes, étalonnées dans leurs rapports débit/pression. Le raccordement du capteur aux respirateurs est effectué de façon aussi directe que possible, en respectant autant que faire se peut la constitution des circuits de raccordement au sujet.

Méthodes.

Pour le relevé des caractéristiques statiques des machines examinées les protocoles de manipulation sont susceptibles de varier sensiblement suivant les modes de fonctionnement rencontrés:

En ce qui concerne la résistance interne, il faut obtenir une relation pression/débit dans des conditions stables, lors d'une insuflation au travers d'une résistance variable, ce qui ne pose aucun problème dans le cas du Bird dont le cyclage est primitivement manométrique, mais conduira à adopter une fréquence aussi basse que possible sur les appareils à cyclage chronologique.

Les diagrammes obtenus sous forme de relation pression/débit, théoriquement linéaires, permettent le calcul de la résistance interne par quotient entre pression à flux nul et débit à pression nulle. Graphiquement, cette grandeur est représentée par la pente de la droite obtenue : plus la droite devient parallèle à l'échelle des débits, plus l'appareil se rapproche des débits constants, et inversement. Cette mesure donne un élément du calcul de la constante de temps propre d'un respirateur, qui laisse présager de son degré d'inertie intrinsèque.

La mesure et la comparaison des espaces morts de compression des machines est assez univoque : on provoque un fonctionnement en circuit ferme, et pour chaque valeur du paramètre moteur sélectionné, on relève la pression et les spirométries correspondantes.

Cette mesure permet de prévoir la baisse de la part alvéolaire d'une ventilation totale réalisée dans des conditions difficiles ; on a vu précédemment que cette diminution peut alors atteindre des valeurs rien moins que négligeables.

Le relevé de la constante de temps globale edes appareils est sans doute moins précis que les méthodes précédentes, car effectué par construction graphique sur courbes résultant de la mise en pression, toujours en circuit fermé, du volume interne du respirateur.

La valeur de cette constante de temps est relevée, selon Mushin, au point d'intersection de la tangente de départ de la courbe, avec la droite asymptote à la valeur de la pression motrice utilisée. Cette mesure n'est praticable que sur les appareils insufflant en pression constante, les débits constants entraînant par constitution l'existence de constantes de temps extrêmement grandes, et donc de peu d'intérêts dans ces cas.

En revanche, en pression constante, la comparaison de la compliance d'appareillage, calculée d'après cette constante de temps et la résistance interne précédemment déterminée, avec l'espace mort de compression, pourrait s'avérer intéressante dans certains cas : à priori, ces deux grandeurs semblent rendre compte d'une même chose, à savoir le volume des espaces aériens du respirateur.

Dans le cas d'un intermédiaire pneumatique existant entre la force motrice et les compartiments d'insufflation en connexion avec le sujet, on peut alors apprécier dans quelle mesure la présence de cet intermédiaire vient modifier, pendant l'insufflation, les

caractéristiques de l'appareil considéré.

Les relevés graphiques issus du fonctionnement dynamique sur e simulateur cité dans cette étude ne viennent que confirmer les mesures statiques, du moins en ce qui concerne le mode d'insufflation.

Ils permettent en outre d'apprécier l'effet des différents dispositifs annexes du respirateur considéré, et leurs variations réelles suivant l'ajustement effectué.

Enfin, le simulateur permet des observations d'ordre technologique pendant et après un fonctionnement très prolongé, et dans des conditions aérodynamiques aussi proches que possible du cas réel, dans l'état actuel des choses.

IIIb. Résultat et interprétation.

Le spiromat, premier respirateur examiné est, on l'a vu, un appareil dont le mode d'insufflation procède des pressions constantes. En effet, le relevé graphique de sa relation débit/pression permet d'obtenir une droite pour chaque valeur affichée de sa pression motrice, droites dont les pentes approximativement similaires font calculer une résistance interne de 40 mB/l/s environ.

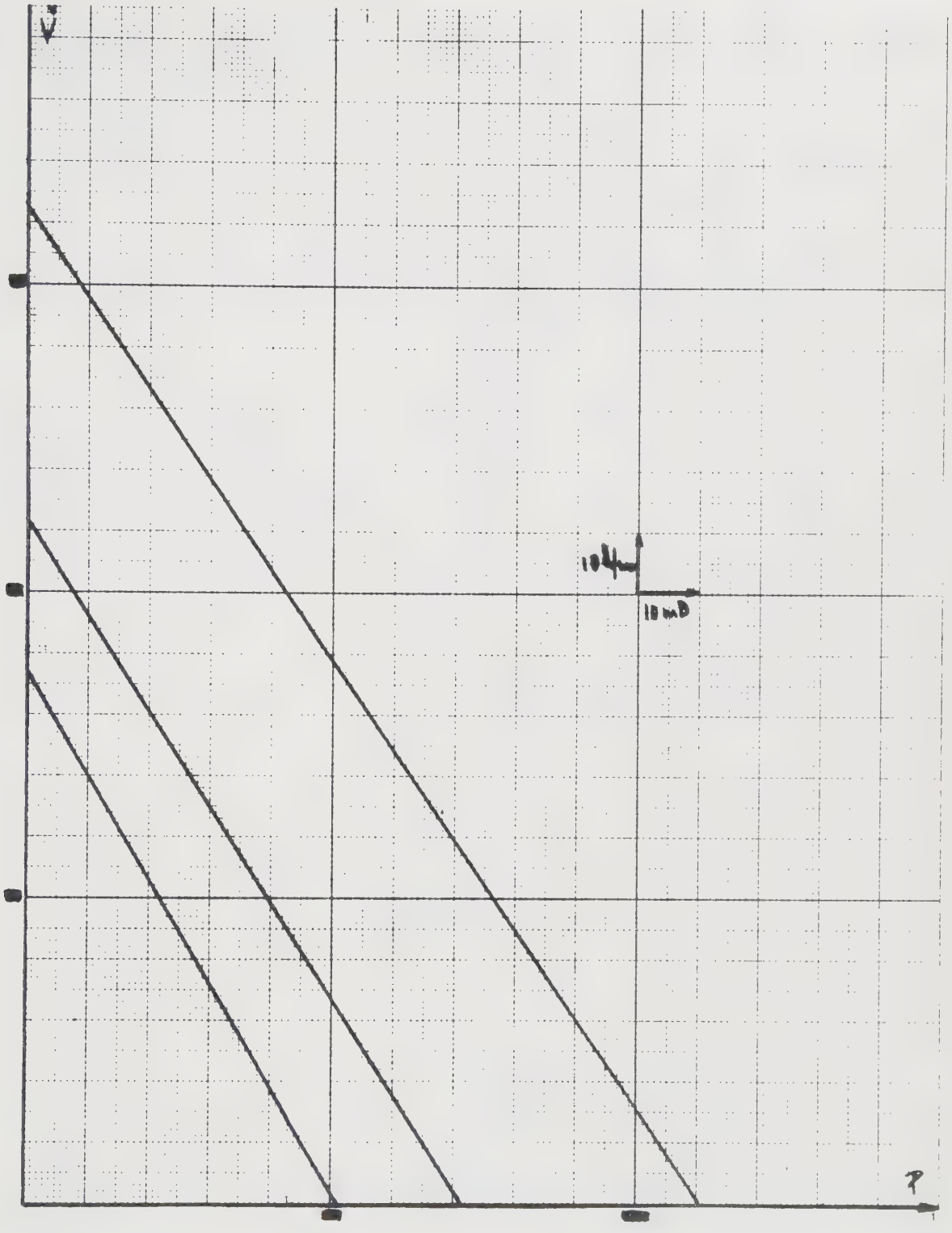
L'espace mort de compression, relation du gradient de volume obtenu par la mise en pression de la machine, et de la pression correspondante est de 0,5 ml/mB, ce qui fait déduire pour le volume interne la valeur de 0,5 l.

La constante de temps calculée R.C. est alors de 0,02 seconde. Mais, toujours lors du fonctionnement en circuit fermé, le relevé graphique de cette constante de temps, obtenu par l'intersection de l'asymptote de la pression emotrice et de la tangente au départ de la courbe de mise en pression, donne une valeur de 0,2 s. c'est-à-dire dix fois plus importante.

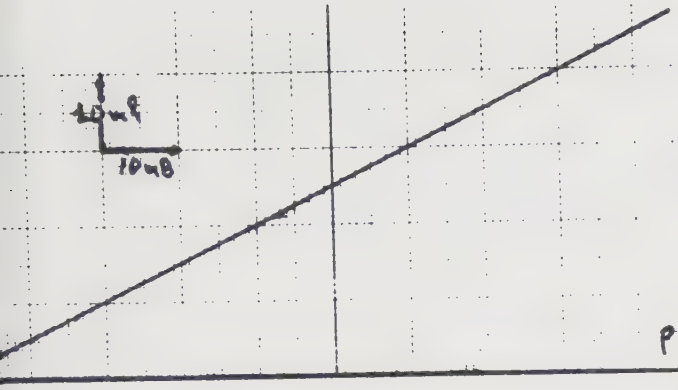
Ceci est expliqué par le fait que le Spiromat est pourvu d'une unité satellite de raccordement, équipée de valves passives, expiratoires et inspiratoires.

La mesure des volumes ne tient donc compte que du volume interne de ce satellite, au contraire de la mesure graphique, qui de plus englobe le volume du circuit de raccordement inspiratoire et celui de la chambre de compression du soufflet.

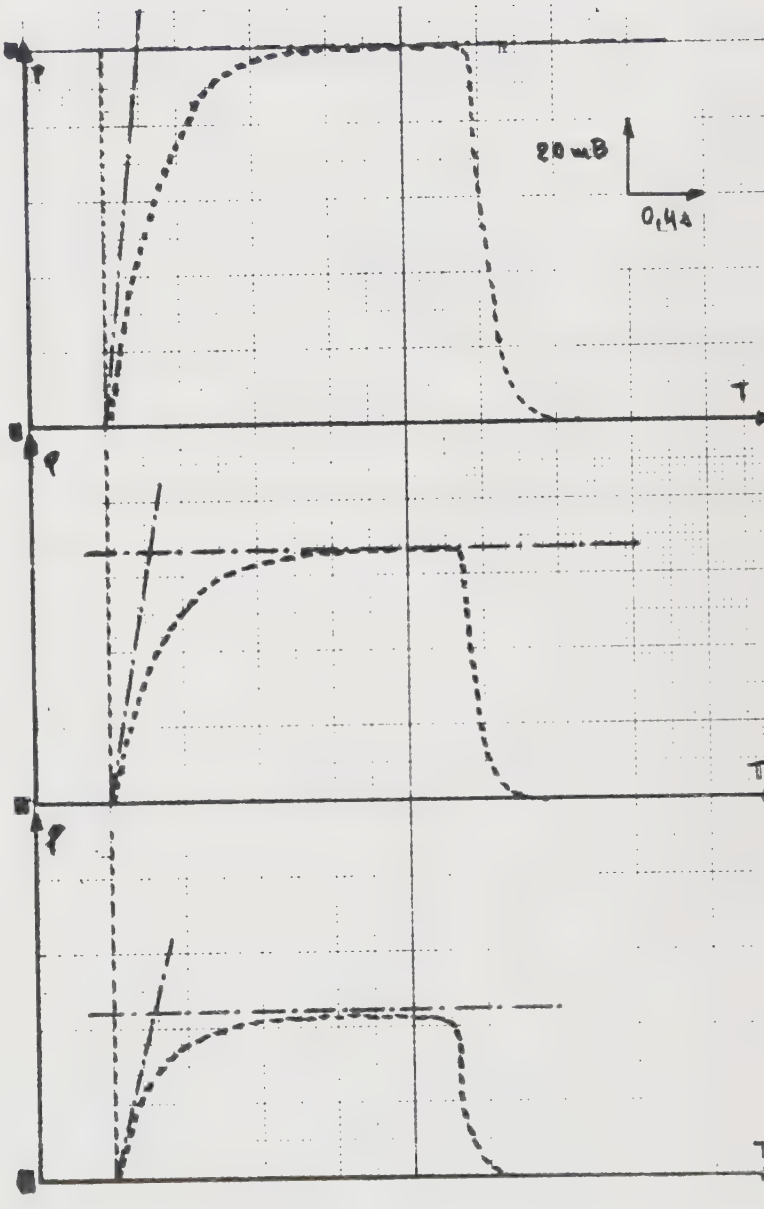
Si la présence de la valve expiratoire permet d'exclure la partie expiratoire des circuits, la valve inspiratoire, ouverte lors de l'insufflation, ne modifie pas l'influence des espaces internes participant théoriquement à la genèse de l'espace mort de



Relation pression/débit du Spiromat 666 pour trois valeurs différentes de la pression motrice, à savoir : 40 cm H20, 60 cm H20, Maximum.
La résistance interne étant la même, les trois droites sont parallèles et de pente accentuée, du fait du fonctionnement en pression constante.



Droite de compliance interne du Spiromat.
En absices, pressions générées
En oordonnées, spirométries résultantes, pour un cycle de compression. La mesure est faite sur de nombreux cycles, de façon à obtenir une valeur moyenne plus précise.



Courbe de mise en pression du même appareil en circuit fermé, pour les trois valeurs du principe moteur 40,60, et maximum, en fonction du temps.
La valeur de la constante de temps est donnée par l'intersection, sur l'asymptote représentant la pression motrice, de la tangente à la courbe au point de départ de l'insufflation.

compression.

Ce volume interne est donc dix fois plus grand que le volume calculé et s'élève à 5 l.

On voit d'autre part que la courbe de mise en pression reflète une croissance exponentielle, théoriquement caractéristique des générateurs de pression constante.

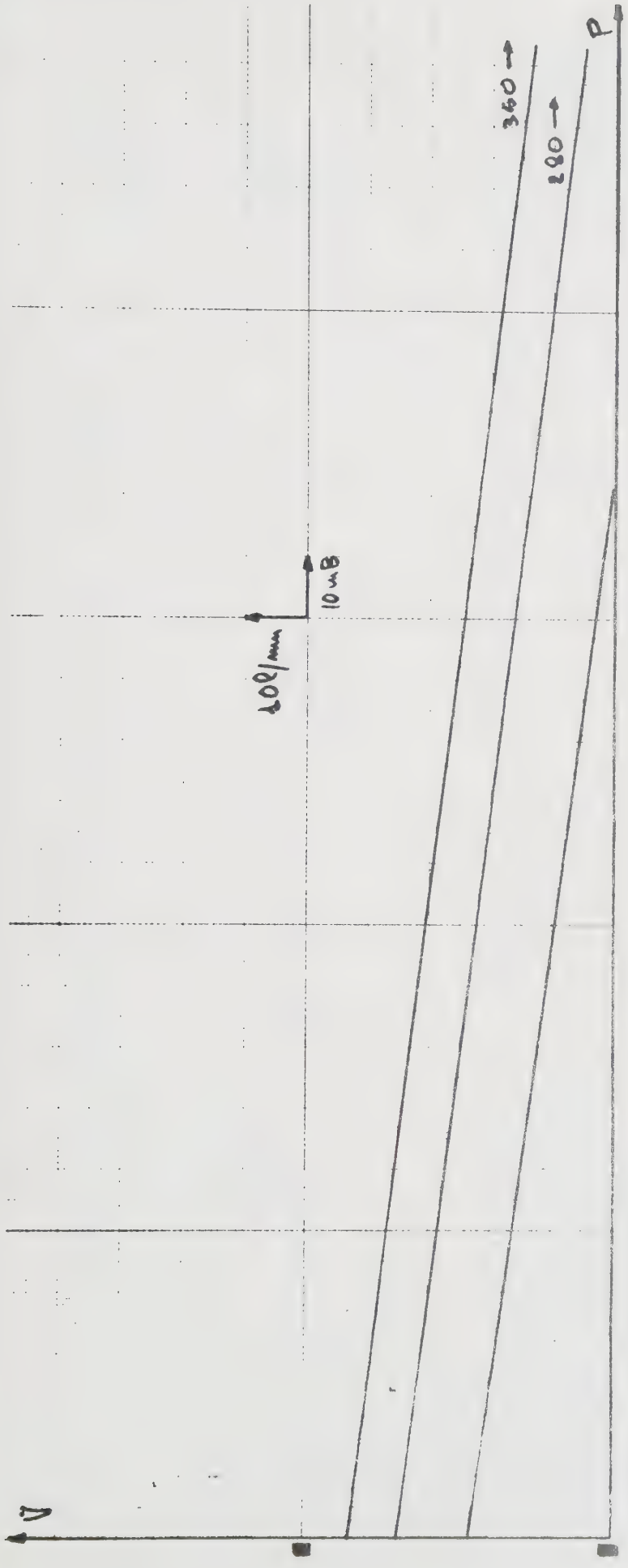
Le MMS I07, au contraire du précédent appareil, insuffle à débit constant ; les diagrammes pression/débit sont radicalement différents : la pente est extrêmement faible, le débit variant très peu pour de fortes variations de pression, ce qui est logique.

Le calcul de la résistance interne est relativement peu précis du fait de ces faibles pentes : on obtient une valeur de l'ordre de 500 mB/l/s, ce qui est considérablement plus élevé que précédemment. La compliance de cet appareil ressort à 1,9 ml/mB, ce qui donne un volume compressible de I,9 l.

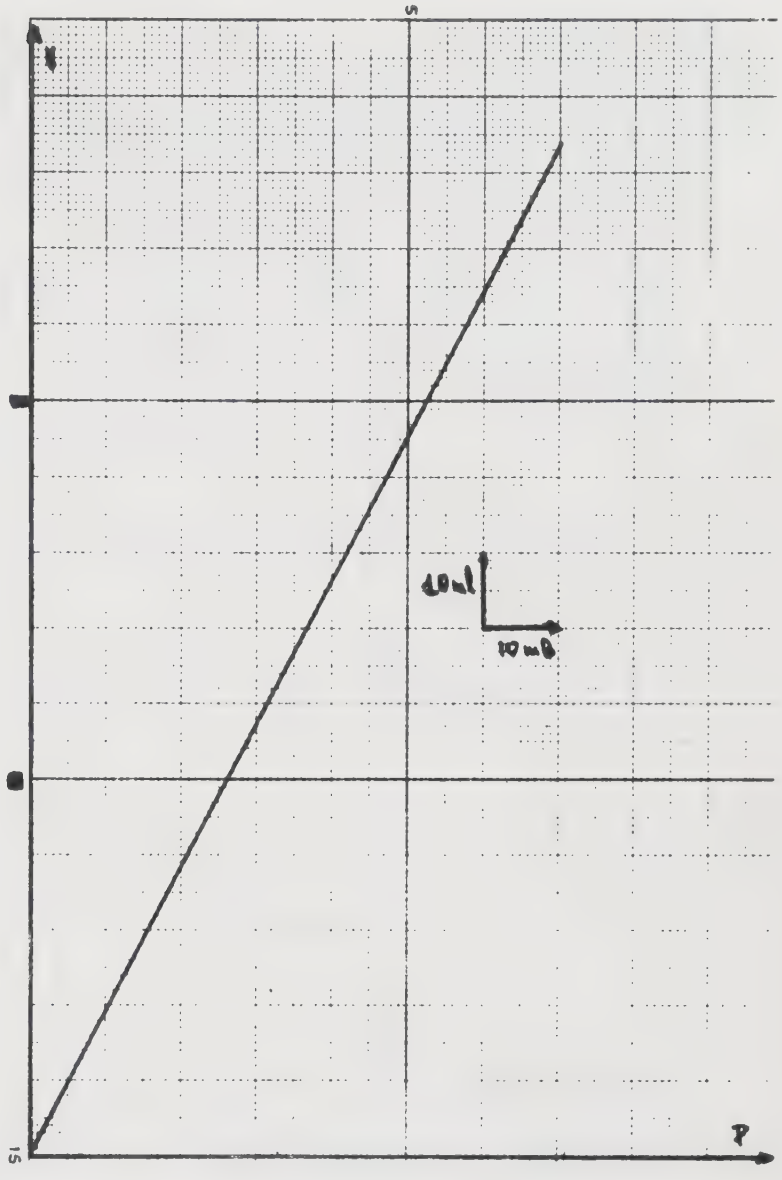
Ce volume comprend dans ce cas le volume interne de l'appareil, et celui des conduits de raccordement dans sa totalité, la valve d'aiguillage étant incluse dans le générateur.

La constante de temps calculée est de 0,9 s, ce qui n'a pas de grande signification du fait du mode d'insufflation.

La valeur graphique de cette constante de temps ne peut être relevée avec précision, la mise en pression de l'appareil s'effectuant de façon linéaire, et la valeur théorique de la pression motrice issue du diagramme pression/débit s'avérant de même assez aléatoire. Néanmoins, on relève dans un cas la valeur de 0,7 s environ, ce qui semble correspondre approximativement à la valeur précédemment calculée.



Relation pression/débit du MMS I07, pour des valeurs de ventilation affichée : 10 mn, 15 mn et 20 mn.
Au contraire du précédent appareil, les pentes de ces droites sont très faibles, traduisant la forte résistance interne du MMS.



A droite, relation pression/volume de compliance du MMSI07
A gauche, courbes de fonctionnement en circuit fermé pour des valeurs de ventilation affichée de 2,5 et I0 /mn.
Ces courbes montrent une variation linéaire ; le palier de fin de courbe est dû à l'écretage de sécurité ajustable, règle ici pour une valeur affichée de 80 mB environ.
Pour la valeur 10 /mn, un relevé de la constante de temps par la méthode déjà utilisée donne une valeur à peu près similaire à celle calculée dans le texte. La valeur de la pression motrice est extrapolée de la relation pression/débit, pour la même valeur du principe moteur.
Cette valeur n'a pas grande signification en débit constant.

Le Bird Mk 8, appareil manométrique, est ici le seul apte à fonctionner, par simple sélection, soit en pression constante, soit en débit constant.

On obtient donc, suivant la mise en ou hors circuit du venturi de l'appareil, et suivant les différentes valeurs du principe moteur, qui est primitivement un flux constant dans les deux cas, deux groupes de relations entièrement différents :

En pression constante, la résistance interne est d'environ I8 mB/l/s donc très basse.

En débit constant, elle est difficilement calculable, pour les raisons exposées précédemment.

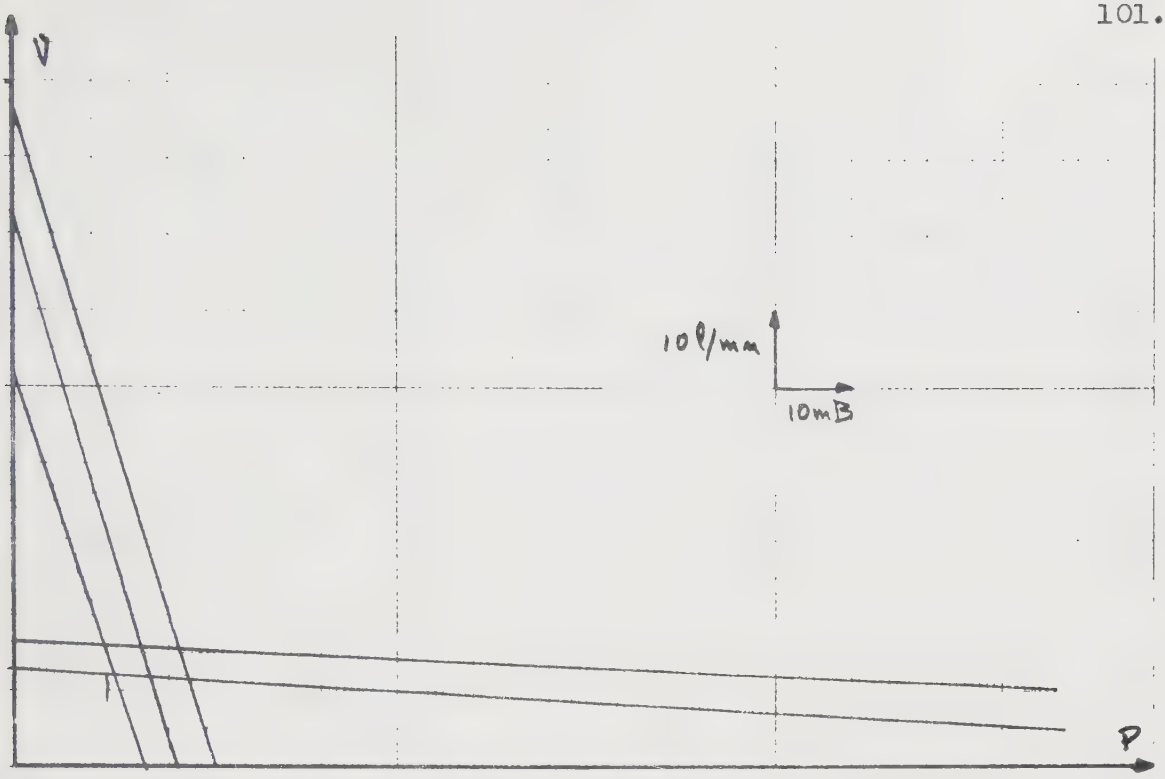
La constante de temps en pression constante a une valeur calculée à 0,04s, valeur qui n'est pas vérifiée graphiquement, le cyclage par relaxation de pression ne permettant pas le tracé d'une courbe assez complète.

Néanmoins, pour de faibles valeurs du principe moteur, on peut comparer les croissances de pression dans les deux modes de fonctionnement, qui se traduisent par une croissance linéaire en génération de débit, et exponentielle en génération de pression.

Le volume compressible est de 2,7 l, du fait d'une compliance de 2,7 ml/mB ; il comprend l'enceinte du respirateur et les circuits habituels de raccordement.

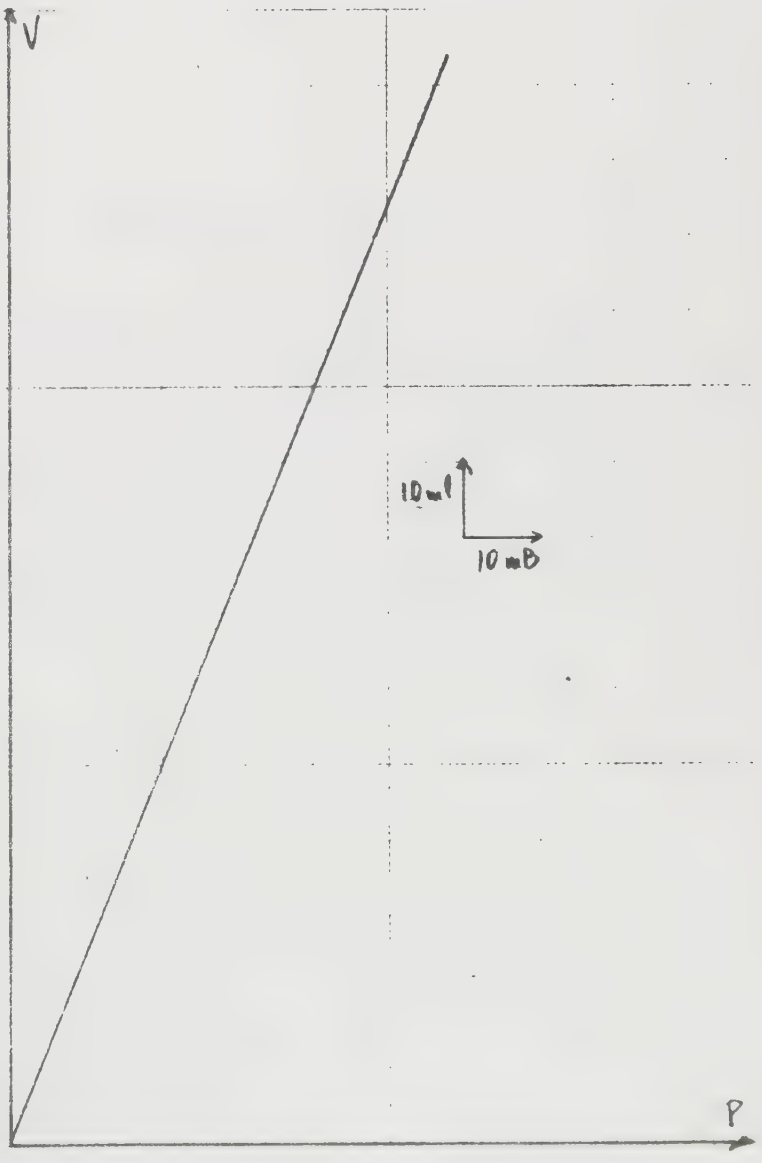
Le Bird Mk 14+6 est l'extension volumétrique du précédent appareil : le générateur de pression constante est similaire au Mk8.

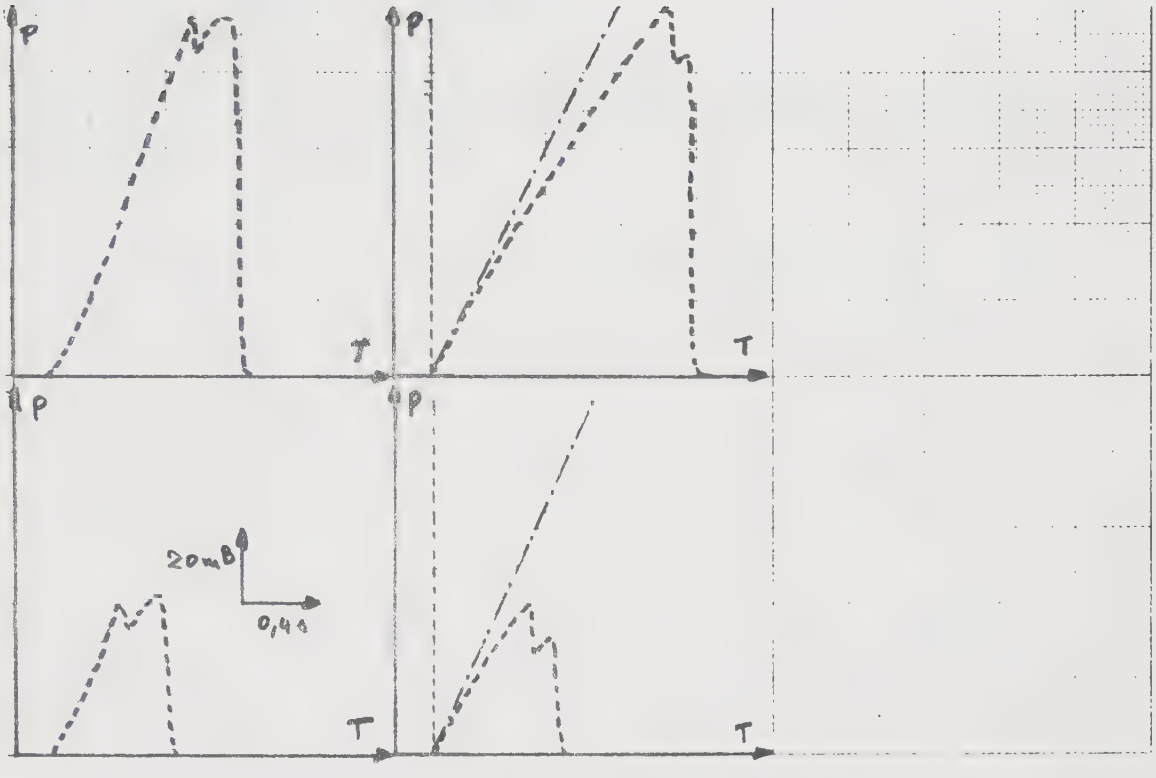
Dans la traduction graphique de la relation pression/débit, on retrouve les fortes pentes, donc les faibles résistances internes



Ci-dessus, relation pression/ débit du Bird Mk8.
Les deux groupes de droite traduisent chacune le fonctionnement en pression ou débit constant.
En pression constante, pour les valeurs affichées : 10,30 et Maximem du principe moteur, avec une faible résistance interne.
En débit constant, pour les valeurs 40 et Maximum.

Ci-contre, évolution du volume de compression.





Courbes de mise en pression du Bird MK8, pour une valeur affichée I0 du principe moteur, et pour deux pressions de cyclage différentes, à savoir 40 et 100 mB.
On a juxtaposé dans les deux cas le fonctionnement en débit constant, à gauche, et en pression constante, à droite ; on retrouve respectivement les caractères des appareils précédemment examinés.
Mais la nature barométrique du cyclage ne permet pas d'obtenir une fraction de courbe assez importante pour extraire graphiquement la constante de temps : en effet, la valeur du principe moteur est ici choisie faible de façon à rendre les courbes plus interprétables ; dans ce cas, de nombreux facteurs viennent changer la pente initiale, par exemple comportement du venturi à bas débit, et débit constant issu des dérivations à haute pression des nébuliseurs.
L'accident final des courbes est dû au cyclage manométrique.

associées à ce mode de fonctionnement.

La résistance interne est ici d'environ 30 mB/l/s, donc plus élevée que celle du générateur seul.

La compliance mesurée par ventilation en circuit fermé est de 2 ml/mB, et par suite le volume interne peut être chiffré à 2 l.

La constante de temps peut donc être calculée égale à 0,06 s en utilisant les données précédentes.

Le relevé graphique de la mise en pression de l'ensemble objectivé alors aura une constante R.C. de 0,28s, presque cinq fois plus élevée.

En fait, ici également, la méthode de mesure des spirométries résultant de ventilations fermées à pression finale donnée ne concerne qu 'une partie du volume interne, du fait de la présence d'une valve située entre le soufflet et la sortie du circuit.

A cette valeur, il faut ajouter : le volume du soufflet et de son enceinte, qui est d'environ 3l, et le volume du générateur précédemment estimé à 2,7 l.

Dans ces conditions, la valeur calculée est du même ordre que celle résultant de l'extrapolation graphique.

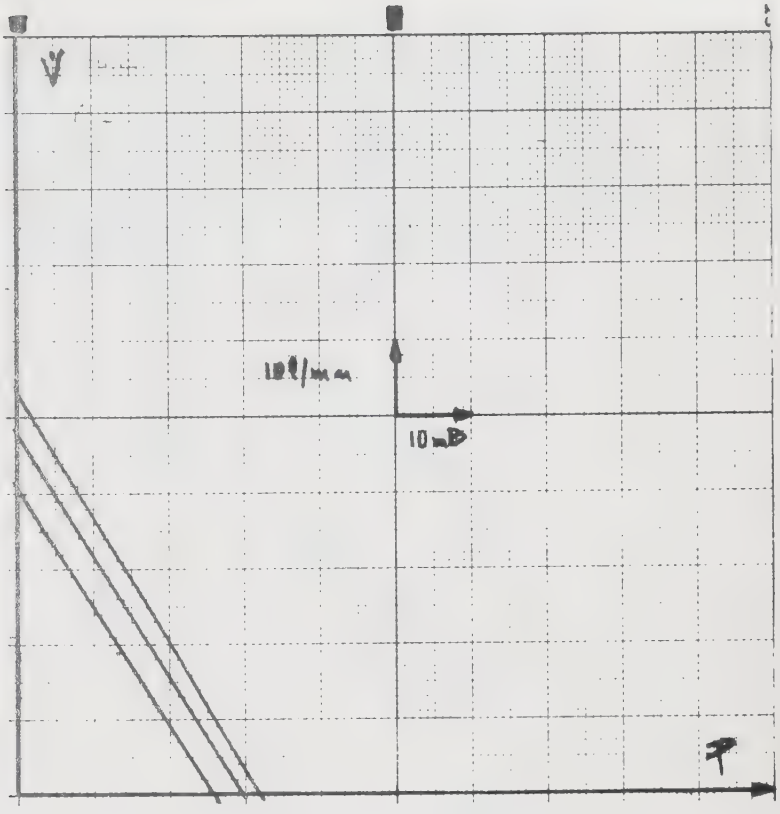
La morphologie des traces issues du simulateur thoracopulmonaire confirme en ce domaine les données précédentes : les appareils insufflant en pression constante induisent des variations de pression et de flux d'allure exponentielle, au contraire des appareils à débit constant dont les courbes caractéristiques sont plutôt linéaires.

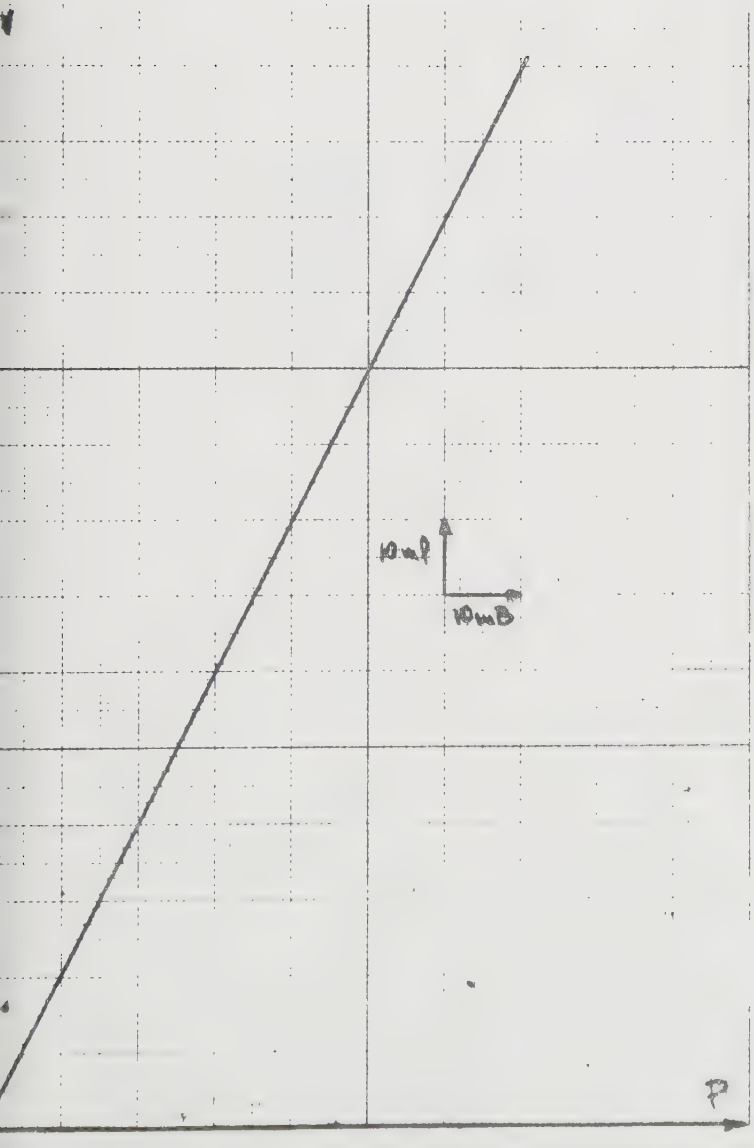
Au total, les mesures effectuées permettent certaines appréciations quant aux appareils étudiés ici :

La mesure de la résistance interne paraît être un reflet fidèle du mode d'insufflation utilisé.

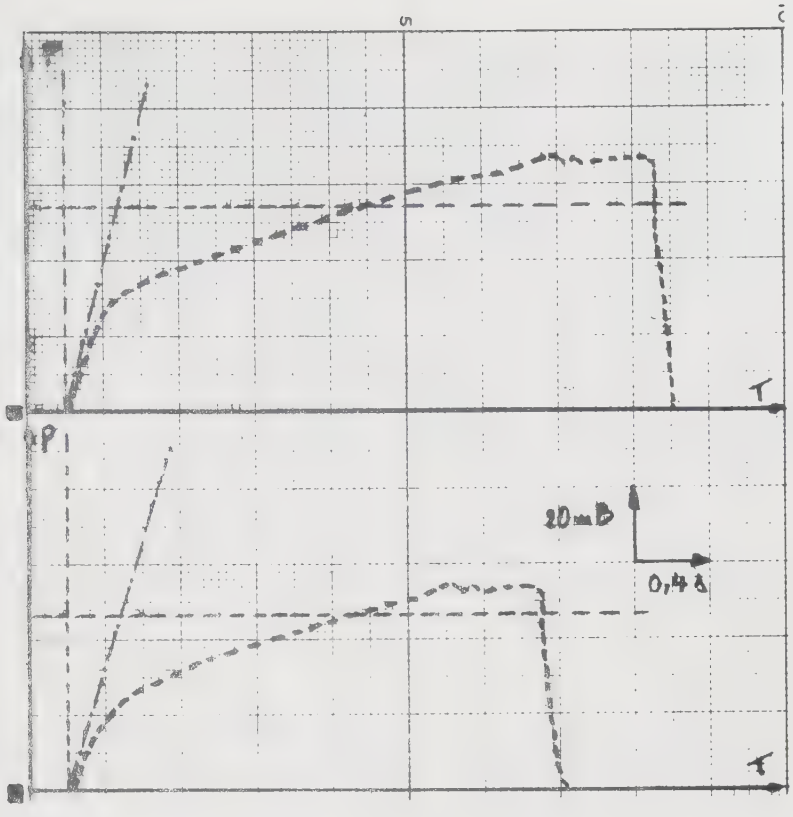
Cette résistance interne croît évidemment à mesure que le respirateur se rapproche dans son fonctionnement, des débits constants.

Relation pression /débit du Bird Mk 14+6, qui se compose d'un générateur de pression constante identique au Mk8, relié à une enceinte à soufflet, rendant à l'ensemble volumétrique.
Cette adjonction augmente logiquement la résistance interne.





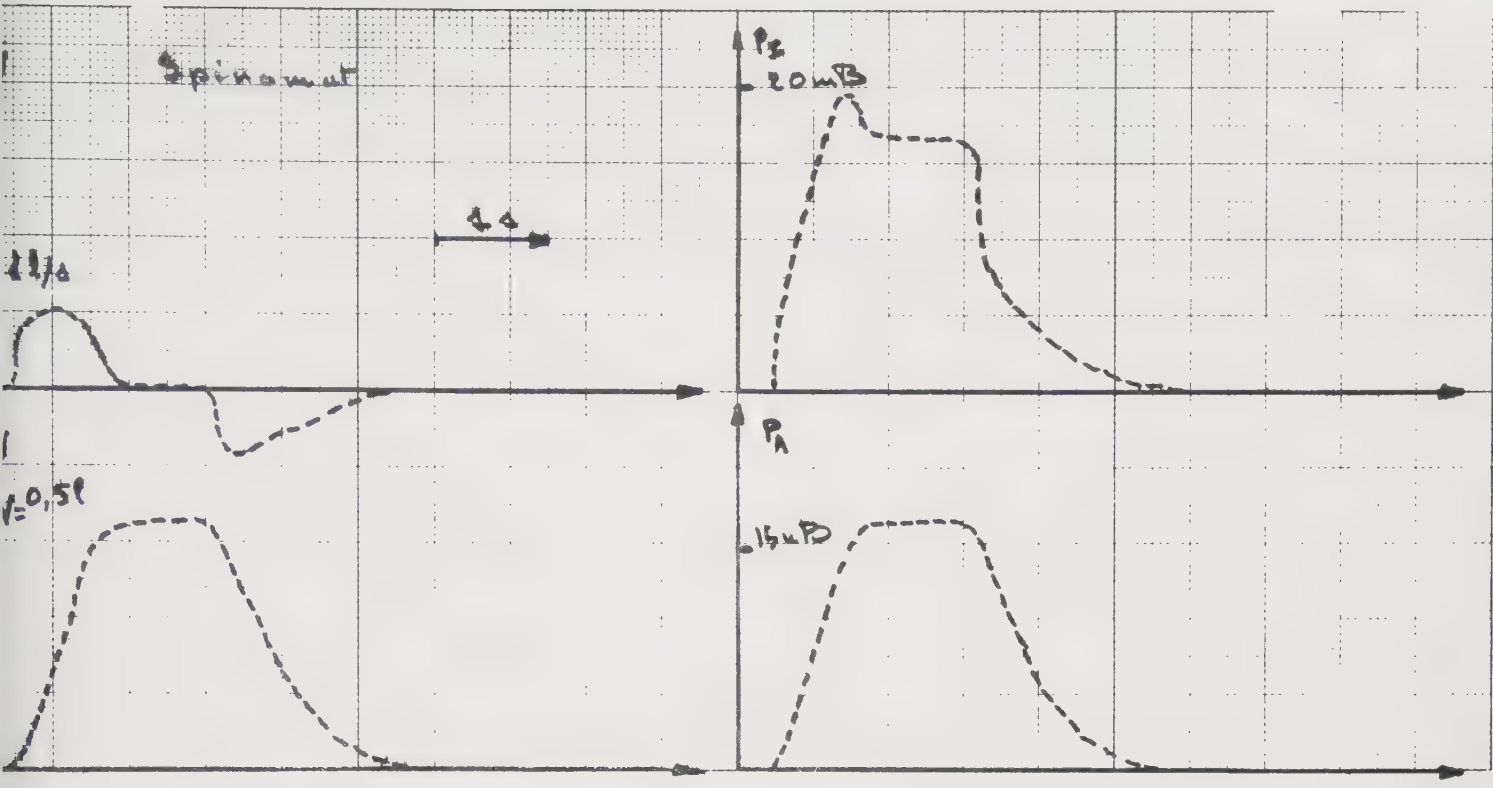
Volume compressible du Bird M1I4+6
Cette relation donne un volume compressible moins élevé que celui du Mk8, ce qui n'est pas possible. Ceci est dû, ainsi qu'il est développé dans le texte, à la présence de valves passives dans les circuits inspiratoires de cet appareil, à l'instar du Spiromat.



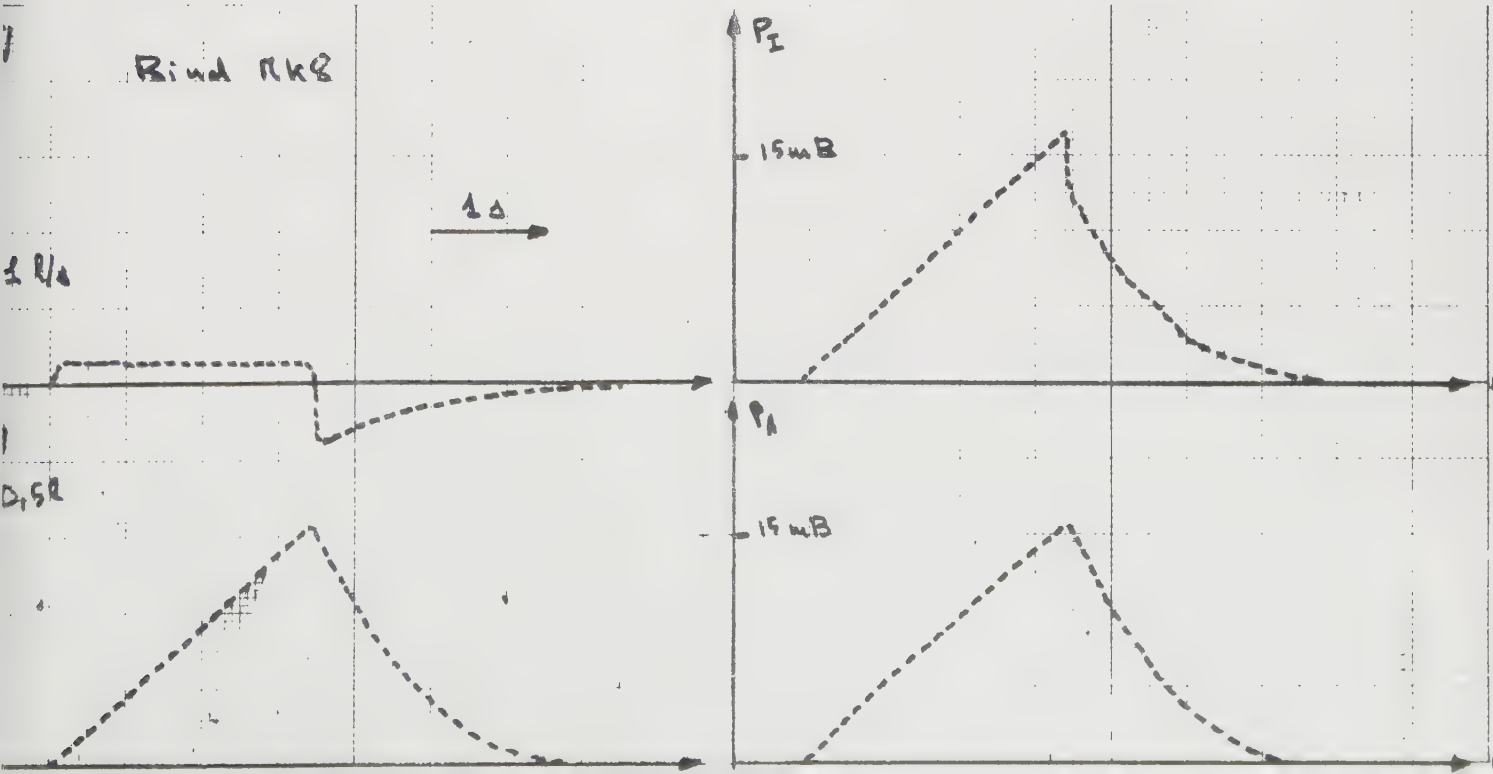
Courbes de mise en pression du Bird Mk14+6, pour des valeurs affichées du maximum et de 3/4 du maximum de la pression motrice.
La partie initiale de la courbe est dûe à l'insufflation en pression constante, la suite devient linéaire du fait de la présence des débits constants de nébulisation ; la constante de temps relevée a une valeur qui s'accorde avec l'importance du volume compressible de l'ensemble

En outre, elle tend à être plus élevée sur les appareils volumétriques que sur les appareils manométriques, la résistance mécanique des enceintes délimitant le volume insufflé en étant probablement la cause. La détermination des espaces morts de compression, ou des compliances d'appareillages, par mesure des volumes résultants de la mise en pression en circuit fermé, peut être influencée par l'existence de dispositifs à sens unique dans les espaces compressibles ; il convient donc de vérifier cette donnée par la mesure graphique, qui est sans doute d'une précision plus aléatoire, mais fait obligatoirement tenir compte de tous les espaces aériens participant à l'insufflation, et intervenant donc dans la détermination de la constante de temps d'une machine.

Il va de soi que la mesure de cette constante de temps est moins intéressante en ce qui concerne l'insufflation à débit constant, car nécessairement élevée, donc peu influencée par l'addition des conditions issues du sujet récepteur.



Courbes de débit, volume, pressions intermédiaire et "alvéolaire" résultant de la ventilation du simulateur par deux des appareils étudiés : le Spiromat, ci-dessus, et le Bird Mk8 en débit constant, ci-dessous ; on remarque - les variations exponentielles issues du Spiromat, et l'aspect linéaire des courbes du Bird.
L'amortissement de Pa par rapport à Pi.
Le palier d'insufflation du Spiromat, dû à une compliance du simulateur faible en regard de la pression motrice.



IV - CONCLUSIONS

Valeur actuelle et développements futurs

En conclusion, cette étude s'est limitée aux propriétés physique de l'insufflation des respirateurs.

D'autres paramètres déjà cités sont également susceptibles d'exploration, tels les moyens de génération des pressions expiratoires, la composition des gaz insufflés et leur humidification.

Toutes ces investigations n'en sont pas moins physiques : le propos n'était pas d'apprécier les performances mécaniques, quantitatives, issues des technologies mises en oeuvre lors de la construction, mais le résultat délivré par ces technologies en ce qui conserne l'insufflation effectuée par un respirateur.

Il reste à définir la valeur pratique des éléments recueillis par ces méthodes expérimentales physiques.

On peut conclure que l'on a obtenu, au sujet des appareils examinés, un profil de fonctionnement qui, du fait de la constance des conditions rencontrées et des méthodes de mesures appliquées, permet la comparaison des machines entre elles sur le plan physique.

En outre, l'approche de la réalité physiologique par la simulation effectuée fait envisager, à un niveau global, une meilleure prévision du comportement des appareils examinés vis à vis de sujets réels. Mais il serait peu réaliste, à ce stade, d'accorder à cette simulation, une valeur assez étendue pour formuler vis à vis des respirateurs considérés ici, des jugements portant sur leurs valeurs respectives quant à l'usage courant.

En effet, cette simulation est globale et ne peut tenir compte des faits aérodynamiques réels de la ventilation pulmonaire.

Il serait absusif d'accorder une trop grande signification à ce qui n'est qu'une imitation, au moyen d'intermédiaires physiques

extrêmement simplifiés, du résultat statistique de très nombreux phénomènes aérodynamiques juxtaposés.

De plus, cette simulation ne tient aucun compte, même global et schématique, de la participation de l'appareil circulatoire à la ventilation pulmonaire, autant concernée du fait de ses modifications spécifiques que de son influence sur cette ventilation. Et la physiologie démontre l'importance constante que ces facteurs circulatoires ont dans la réalité.

On ne peut donc que comparer des machines entre elles, et en fonction de critères de fonctionnement bien simplifiés, mais en revanche assez rigoureux.

Une meilleure définition fonctionnelle d'un respirateur ne peut seule être le critère d'un choix plus précis ou d'un usage plus adapté, car il paraît difficile d'affirmer que les connaissances physiologiques actuelles permettent une détermination précise et complète des modalités physiques du fonctionnement d'un respirateur idéal. Les modèles théoriques permettant une approche des mécanismes réels de la ventilation pulmonaire sont issus d'hypothèses dont la majorité est loin d'être expérimentalement vérifiée par les mesures physiologiques : celles-ci explorent le plus souvent, comme les simulateurs artificiels, des phénomènes globaux, susceptibles de variation à court terme.

Les véritables données de la ventilation alvéolaire, leur régulation, et leur évolution à moyen ou long terme demeurent, pour l'essentiel, inconnues.

Si l'on se réfère alors aux modèles théoriques adoptés actuellement, on constate la disparité des jugements émis quant à l'opportunité respective des différents modes de fonctionnement :

Les auteurs, partisans d'un fonctionnement en débit constant mettent en valeur la constance des spirométries obtenues, malgré des variations issues du sujet ventilé.

Les tenants du fonctionnement en pression constante, allèguent d'une meilleure distribution alvéolaire des volumes délivrés, même lorsque ceux-ci ne sont pas rigoureusement fixés.

Certains préconisent l'obtention d'une fin d'insufflation statique, à débit nul, qui permettrait une meilleure distribution ; il leur est répondu par d'autres que l'égalisation obtenue se fait en pression, et non en volume, du fait de la loi de Laplace, qui n'est elle-même qu'un modèle théorique dont la réalité physiologique reste encore à confirmer.

Certains auteurs, devant ces controverses, refusent de se prononcer en faveur d'un fonctionnement précis, estimant sans doute les données actuellement fournies par la physiologie respiratoire encore insuffisantes pour trancher fermement le débat.

Mais on peut déjà estimer qu'il est préférable, dans tous les cas, de distinguer le fait théorique et le fait pratique de la ventilation artificielle.

Il serait regrettable de confondre la facilité d'emploi avec l'efficacité réelle d'un appareil ou d'un mode de fonctionnement. Sans juger de façon absolue sur le degré de cette efficacité, il faut néanmoins avoir toujours présent à l'esprit le fait qu'elle est loin d'être indissolublement liée à la facilité d'emploi - agréable pour l'utilisateur - de cette machine ou de ce mode de fonctionnement.

C'est donc en ce qui concerne les modalités d'exploitation des différents modes de fonctionnement que l'utilité du relevé des

caractères physiques des respirateurs paraît la plus immédiate.

Les méthodes actuelles, assez limitées, appellent de nombreux perfectionnements : il est probable qu'à l'avenir, des solutions différentes soient apportées à ce problème de la simulation par moyens physiques, utilisant des matériaux plus sophistiqués, au prix d'une plus grande complexité technologique.

La simulation d'une fonction circulatoire, et d'une diffusion gazeuse, peut être également envisageable.

De toute manière, il est probable que ces simulations resteront très schématiques vis-à-vis de la réalité physiologique.

Une autre solution au problème peut être envisagée, qui résiderait dans le perfectionnement des méthodes d'investigation physiologique chez le sujet réel.

Dans cet ordre d'idées, une exploration plus détaillée des pressions intrapulmonaires, ainsi que le relevé des capnigrammes des gaz ventilés, seront peut-être des méthodes susceptibles d'apporter des éléments importants en ce qui concerne les régimes d'écoulement intrabronchique, et les degrés d'uniformité de distribution gazeuse intraalvéolaire.

La confrontation de ces données cliniques, physiologiques et expérimentales devrait alors permettre des progrès sinon spectaculaires, du moins fructueux, dans les applications à long terme de la ventilation artificielle.

-:-

Vu :

Le Président :

Signé : Ch. SORS

Vu :

Le Doyen :

Signé : P. CASTAIGNE

Vu et permis d'imprimer :

Le Recteur de l'Académie de Paris :

Signé : R. MALLET

B I B L I O G R A P H I E

MOORE

Post traumatic pulmonary insuficiency

NUNN

Applied respiratory physiology

MUSHIN, RENDELL-BAKER, THOMPSON, MAPLESON

Automatic ventilation of lungs

COMROE

Physiology of respiration

SHELDON

Pressure breathing in chronic obstructive lung disease

DE KOCK, SCHOMBIE,

Physiology of intermittent positive pressure breathing

CARA, LAVEAUD

Espace mort d'appareillage et contrôle des appareils de ventilation artificielle.

CARDINAUD, DUMAZEAUD, NEVERRE, CASTAING

Etude sur modèle de quatre respirateurs artificiels : rôle de résistances croissantes sur la mécanique respiratoire. An. Anes. Fr.

HERZOG

Etude particulière de la relation existant entre les pressions de sortie du respirateur et les pressions alvéolaires au cours de la ventilation artificielle.
An. Anes. Fr.

PESLIN

Propriétés physiques des respirateurs par insufflation

LAVAUD

Proposition française pour l'étude d'un simulateur pulmonaire.
I.S.O.

PARIENTE, ANDRE, LEGRAND, BROUET

Modifications ultrastructurales pulmonaires induites par l'oxygène. Conséquences physiopathologiques.
C.B., 71

HUAULT

Pratique de la ventilation artifioielle chez le nouveau-né.

AUGUSTIN, CHANARD

L'hyperventilation alvéolaire.
Réanimation et Médecine d'urgence, 1968.

-:-

SERMENT

-:-

En présence des Maîtres de cette Ecole, de mes chers condisciples et devant l'effigie d'Hippocrate, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de la Médecine. Je donnerai mes soins gratuits à l'indigent et n'exigerai jamais un salaire au-dessus de mon travail. Admis dans l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe ; ma langue taira les secrets qui me seront confiés, et mon état ne servira pas à corrompre les moeurs ni à favoriser le crime. Respectueux et reconnaissant envers mes Maîtres, je rendrai à leurs enfants l'instruction que j'ai reçue de leurs pères.

Que les hommes m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses !

Que je sois couvert d'opprobre et méprisé de mes confrères si j'y manque !